

УДК 617.7-007.681-089

UDC 617.7-007.681-089

14.00.00 Медицинские науки

Medical sciences

**МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ
ГИДРОДИНАМИКИ ОПЕРИРОВАННОГО
ГЛАЗА ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ
ХИРУРГИЧЕСКОЙ ТАКТИКИ**

**THE OPERATED EYE HYDRODYNAMICS
MATHEMATICAL MODELING FOR
OPTIMIZATION OF SURGERY THECNIQUE**

Волик София Анатольевна
Заочный аспирант
ГОУ Кубанская медицинская академия, Краснодар,
Россия (350007, г.Краснодар, ул Седина 4)
sophiya.volik@yandex.ru

Volik Sophiya Anatolievna
Postgraduate student
State-financed organization of higher education
Kuban State Medicine University (350007 Krasnodar,
Russia, Sedina st.4)
sophiya.volik@yandex.ru

Иванов Григорий Леонидович
Учащийся магистратуры
Ivanoff_su@mail.ru
*ФГА ОУВПО « Южный Федеральный
Университет», г.Ростов на-Дону, Россия(350009,
г. Ростов-на-Дону, ул. Большая Садовая д. 105/42)

Ivanov Grigory Leonidovich
Master student
Ivanoff_su@mail.ru
Autonomous federal state educational institution of
higher education Southern Federal University
(344006, Rostov-on-Don, Russia, Bolshaya Sadovaya
st. 105/42)

Средствами математического моделирования различных условий гидродинамики глаза рассчитаны допустимые значения параметров дренажного отверстия для антиглаукоматозных операций шунтирующего типа. Разработана модель операции с учетом градиента давления, скорости оттока внутриглазной жидкости и значений внутриглазного давления в раннем и отдаленном послеоперационном периоде. Баланс жидкости в глазу рассчитывался в математической модели как решение обыкновенного дифференциального уравнения в соответствии с гидродинамическим сопротивлением участков. Проведенные расчеты позволили математически обосновать две модели антиглаукоматозных операций с применением дренажных устройств шунтирующего типа с учетом радиуса внутреннего отверстия, градиента давления на концах дренажной трубки. Данные полученные на основе математического моделирования показали, что допустимая скорость оттока ВГЖ достигается при диаметре 0,025мм. Применение дренажей шунтирующего типа с радиусом внутреннего отверстия превышающего указанную выше величину возможно при создании давления сопротивления на конце трубки, с помощью клапанной системы или формированием оттока в субхориоидальное пространство. Эта математическая модель должна содействовать большему объяснению физических процессов, описывающих гидродинамику глаза, поможет улучшить качество операций и создать базу для клинических исследований

Acceptable values of the drainage hole parameters in the shunt glaucoma surgery were calculated by means of mathematical modeling of different conditions of eye hydrodynamics. The operation method was designed with provision for pressure gradient, rate of the aqueous humor outflow, and the values of intraocular pressure in early and late postoperative period. The balance of liquid in eye was calculated in mathematical model as ordinary differential equation in accordance with flow resistance of every section. The data received by using mathematical model has shown that allowable rate of aqueous humor outflow is gained with the hole diameter of 0,025 mm. This mathematical model should assist to the better understanding of physical processes describing the eye hydrodynamics, should benefit to the operation quality and should create the base to the clinical studies

Ключевые слова: ГЛАУКОМА, ОПЕРАЦИЯ ФИЛЬТРУЮЩЕГО ТИПА, ДРЕНАЖ, МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ

Keywords: GLAUCOMA, FILTERING SURGERY, DRAINAGE, MATHEMATICAL MODEL

Математическое моделирование гидродинамики оперированного глаза для оптимизации хирургической тактики

Лидирующая роль в формировании показателей слепоты и слабовидения при глаукоме отводится так называемой рефрактерной глаукоме. Хирургическое лечение глаукомы – самый эффективный метод для снижения внутриглазного давления, а при рефрактерной глаукоме, единственный обнадеживающий метод лечения. Однако применение этого способа ограничено целым рядом осложнений. В первую очередь это снижение фильтрации вследствие рубцевания в зоне вновь создаваемых путей оттока [6, 12]. Логично было бы предположить, что необходимо сделать достаточно большое отверстие, с тем, чтобы рубцевание было не столь значимо, но тут есть другая проблема. Слишком большой отток губителен для глаза, так как глаз теряет тонус, что приводит к атрофии глазного яблока. Имплантация дренажей с оттоком в эписклеральное пространство хотя и является самым эффективным вмешательством, но сопряжена с целым рядом серьезных осложнений: длительная гипотония, дистрофия роговицы, блокады трубки, инкапсуляция концевой платы, косоглазием диплопией [1,2, 10]. Второй вариант подхода заключается в формировании оттока ВГЖ к сосудам цилиарного тела и активизацией заднего увеосклерального пути оттока [5] . Принцип этого метода заключается в том, чтобы хирургическим путём, с помощью дренирующих или шунтирующих устройств создать отток глазной жидкости из передней камеры глаза в супрахориоидальное пространство. Механизм улучшения оттока жидкости, возникающий при расширении супрацилиарного, супрахориоидального пространства доказан в эксперименте [8,11]. Операции по активизации увеосклерального пути оттока с имплантацией эксплантодренажей в переднюю и заднюю камеры достаточно успешны [2,5]. Однако, наряду с положительными моментами, характерными для

всех операций этого типа, чаще наблюдается ряд осложнений, таких как: гифема, длительная послеоперационная гипотония, мелкая передняя камера. Таким образом, возникает необходимость найти баланс между активностью оттока и фибропластическими процессами, как в раннем послеоперационном периоде, так и в отдаленном послеоперационном периоде. Приходится признать, что это направление офтальмохирургии требует углубленного изучения и попытки математическими методами описать процессы, которые происходят в оперированном глазу.

В последние годы возрастает внимание клиницистов к возможностям математического моделирования, анализа гидродинамических процессов, проходящих в глазу на фоне глаукомы позволило расширить представления о формальном описании механизмов течения и развития данного заболевания [4].

Цель

Средствами математического моделирования различных условий гидродинамики глаза рассчитать допустимые значения параметров дренажного отверстия для операций шунтирующего типа, скорости оттока внутриглазной жидкости и значений внутриглазного давления в раннем и отдаленном послеоперационном периоде.

Материалы и методы.

Чтобы объяснить взаимоотношение между физическими факторами гидродинамики в оперированном глазу, мы разработали модель выработки жидкости в глазу (жидкостный баланс глаза) и оценили возможность хирургического прохода через вновь создаваемый путь оттока с учетом формирующихся градиентов давления и при различных диаметрах шунта. Для проведения математических расчетов за основу взяли вариационную модель гидродинамики, созданную на базе известных закономерностей гидродинамики оперированного глаза. Интенсивность потока жидкости

через трубчатый дренаж, влияющая на конечный уровень ВГД, рассчитывалась нами как решение обыкновенного дифференциального уравнения в соответствии с гидродинамическим сопротивлением этих участков. В разработанной модели уделено внимание динамическим характеристикам потока жидкости в глазу, жидкостной проводимости вновь создаваемых путей оттока, интерстициальным давлением и внутриглазным давлением.

Разработка математической модели

Основа модели - секреция и поглощение водянистой влаги в глазу при выполнении стандартной хирургической манипуляции. В физиологических условиях в глазу водянистая влага выделяется цилиарным телом. Жидкость проходит через пространство между радужкой и хрусталиком, выходит через трабекулярную сеть в Шлеммов канал и далее в эпи-, интрасклеральные коллекторные каналы и далее в венозную систему глаза - это, так называемый передний путь оттока, наличествует так же задний путь оттока, так называемый увеосклеральный путь глазного яблока. Таким образом, количество водянистой влаги непрерывно восстанавливается цилиарным телом и выходит через трабекулярную сеть (75-85%) и увеосклеральный путь (25-15%) в норме. Ограничение выхода жидкости через трабекулярную сеть (т.е. уменьшение количества вышедшей жидкости) становится первой причиной повышения ВГД, но повышенная активность цилиарного тела или деградация трабекулярного аппарата так же ведёт к повышению ВГД. Следовательно, хирургическое вмешательство для понижения ВГД – это попытка улучшить отток жидкости через трабекулярную сеть или трабекулодесцеметову мембрану, активизируя передний путь оттока и, сделав дополнительное отверстие в склере, чтобы жидкость получила дополнительный отток, и выходила в субконъюнктивную ткань.

Исходя из того, что изменения в объёме жидкости, который вмещает в себя передняя камера глаза, могут быть объяснены рационально. Надо оценить объём передней камеры глаза (V)

$$\frac{dV}{dt} = F_{in} - F_{out} - F_{drain} \quad (1)$$
 , где F_{in} - приток жидкости, F_{out} - отток жидкости, F_{drain} - отток через дополнительное дренажное отверстие.

где F_{in} - количество водянистой влаги выделенной цилиарным телом, F_{out} - количество потерянной влаги через трабекулярную сеть и F_{drain} - количество жидкости выведенной в субконъюнктиву хирургическим путём.

Выработка водянистой влаги F_{in} - приблизительно равна 2,5 мкл./мин. (микролитров в минуту) и эта величина зависит от ВГД, так же известно, что выработка колеблется в течение дня 1,5-3 мкл./мин [7]. Это предположение далее будет использоваться для того чтобы объяснить обратную связь с ВГД. Следующее уравнение – уравнение Гольдманна (the Goldman equation), оно используется для того, чтобы объяснить величину F_{out} (количество ВГЖ оттекающей через трабекулярную сеть). Уравнение баланса жидкости в глазу имеет вид

$$F_{out} = \varepsilon \cdot C_{trab} \cdot (IOP - EVP) + F_u \quad (2),$$

где F_u поток жидкости через увеосклеральный путь, EVP – эписклеральное венозное давление. C_{trab} – проходимость жидкости через трабекулярный путь здорового глаза. Параметр ε , который позволяет нам менять жидкостную проницаемость для больного глаза (коэффициент проницаемости). Для здорового глаза принято $\varepsilon = 1$, когда мы моделируем глаз с глаукомой, происходит уменьшение проницаемости и ε может принимать значения $0 < \varepsilon < 1$.

Важно знать, что пока нет хирургического вмешательства $F_{out} = F_{in}$ и, если известны значения F_{out} , C_{trab} , IOP и EVP, то можно определить «обычную» интенсивность потока через увеосклеральный путь F_u - найти из равенства (2). В более общих случаях, для простоты решения, мы считали, что F_u не зависит от IOP (внутриглазного давления), и не отличается от того какой глаз выбран (левый или правый) и равен 15% от F_{in} (количество ВГЖ выделенной цилиарным телом).

В условия создания хирургического оттока через трубчатый дренаж, водянистая влага проходит через цилиндрическую трубу или отверстие, поэтому можно воспользоваться уравнением Хагена-Пуазейля (Hagen-Poiseuille equation).

$$F_{drain} = \frac{\pi R^4 (IOP - P_{tissue})}{8\mu L} \quad (3),$$

где R и L – радиус и длинна трубки соответственно, μ – вязкость водянистой влаги, P_{tissue} – давление жидкости на выпускном отверстии.

Глаз рассматривается как упругое тело, имеющее определенную физическую жесткость, коэффициент жесткости при малых деформациях и изменениях объема определяется для глаза как :

$$K_r = \frac{dIOP}{dV} \quad (4), \text{ где } K_r \text{ – коэффициент ригидности (жесткости) .}$$

Равенства (1)-(4) можно подставить, чтобы получить из уравнения Голдманна (Goldmann equation) выражения в которых рассчитывается баланс ВГЖ :

$$\frac{dIOP}{dt} = K_r \cdot (F_{in} - F_u - \varepsilon C_{trab} (IOP - EVP) - \frac{\pi R^4 (IOP - P_{tissue})}{8\mu L}) \quad (5),$$

Уравнение (5) связывает IOP (внутриглазное давление) и количество жидкости, которое оттекает из передней камеры глаза в субконъюнктивную пространство с учетом гидростатического давления. В процессе моделирования, были подсчитаны параметры F_{in} , K_r , которые указаны в таблице 1.

Таблица1

Расчетные параметры баланса жидкости в оперированном глазу.

Обозначение параметра	Описание	Значение параметра, размерность
F_{in}	поток (скорость) водянистой влаги, выделяемой цилиарным телом	2,5 мкл/мин
F_{out}	поток влаги теряемой через трабекулярную сеть и увеосклеральный путь	$0,15 \cdot F_{in}$
F_u	Поток жидкости по увеосклеральному пути	15% от F_{out}
C_{trab}	проходимость жидкости через трабекулярный путь здорового глаза	0,3мкл/минхмм рт.ст.
K_r	средний коэффициент упругости глаза	0,0126 мм рт.ст./мкл
EVP	эписклеральное венозное давление	10мм рт.ст.
R	радиус дренажной трубки	0,150 -0,025 мм
L	длина дренажной трубки	2,6 -2,0мм
μ	вязкость водянистой влаги	$0,897 \cdot 10^{**(-7)}$ мм рт.стхмин
ε	проницаемость	1 для здорового глаза
P_{tissue}	Давление на выпускном отверстии	IOP-6,0 мм рт.ст. (модель2)
P_{tissue}	Давление на выпускном отверстии	0 (модель1)

Уравнение (5) решено относительно IOP и P_{tissue} , как модель жидкостного обмена в ткани глаза рисунок 1. В случае, когда дренажная трубка выводит жидкость в субконъюнктивальную ткань, то эта величина равна нулю ($P_{tissue} = 0$), тогда как при активации увеосклерального потока и перенаправления дренажа в субхориоидальное пространство, давление жидкости на выпускном отверстии не равно нулю, оно на 6,0 мм рт.ст меньше, чем в передней камере, т.е. ($P_{tissue} = IOP - 6,0$ мм ртст) рисунок 2.

Уравнение (5) является обыкновенным дифференциальным уравнением (ОДУ), где IOP неизвестная переменная. Теории дифференциальных уравнений посвящено огромное количество литературы [3]. Вышеуказанное уравнение относится к простейшим

уравнениям с разделяющимися переменными (IOP и t). Это означает, что переменные можно разделить, перенеся зависящие от IOP члены в левую часть, а от t в правую часть уравнения, а затем взять интегралы от левой и правой частей. Решение уравнения является математической моделью связывающей значения IOP с определяющими параметрами модели.

Уравнение изменения объема передней камеры глаза

$$\frac{dV}{dt} = F_{in} - F_{out} - F_{drain} \quad (1), \text{ где } F_{in} - \text{приток жидкости, } F_{out} - \text{отток жидкости,}$$

F_{drain} - отток через дополнительное дренажное отверстие.

Уравнение изменения объема жидкости передней камеры определяется тремя потоками: притоком жидкости (in), оттоком жидкости (out), и дополнительным оттоком через дренажное отверстие (drain).

Отток жидкости определяется как

$$F_{out} = \varepsilon \cdot C_{trab} \cdot (IOP - EVP) + F_u \quad (2), \text{ где } \varepsilon - \text{проницаемость, } C_{trab} -$$

проходимость трабекулярного оттока, IOP- внутриглазное давление, EVP- давление в венах, F_u - увеосклеральный отток.

Дренажный поток жидкости F_{drain} определяется как поток жидкости через цилиндрическое отверстие (трубку) радиуса R и длины L по уравнению Хагена-Пуазейля

$$F_{drain} = \frac{\pi R^4 (IOP - p_{tissue})}{8\mu L} \quad (3), \text{ где } \mu - \text{вязкость водянистой влаги, } p_{tissue} -$$

давление на выпускном отверстии дренажа, IOP- внутриглазное давление в передней камере.

Представив глазное яблоко как упругое тело с коэффициентом ригидности K_r , предлагается рассматривать изменение IOP в передней камере и объем жидкости V связанные соотношением

$$K_r = \frac{d(IOP)}{dV} \quad (4)$$

Рассматривая малые приращения, получаем связь давления и объема

$$d(IOP) = K_r \times dV \quad (5)$$

Динамика процесса определяется изменением IOP и V во времени. Взяв производные по времени от обеих частей равенства получим выражение

$\frac{d(IOP)}{dt} = K_r \times \frac{dV}{dt}$ (6), где $\frac{dV}{dt}$ - изменение объема жидкости в передней камере

$$\frac{dV}{dt}$$

глаза, то есть мгновенный поток жидкости.

В соответствии с (6), получается уравнение связывающее давление и объем

$$dIOP = K_r \cdot dV \quad (7)$$

Согласно (1) поток жидкости имеет три компоненты, принятые обозначения и их численные значения приведены в таблице №1

Подставив выражения для трех компонент потока определенных в уравнении (1) в правую часть уравнения (6) получим уравнение (8):

$$\frac{dIOP}{dt} = K_r \cdot (F_{in} - F_u - \epsilon C_{trab} (IOP - EVP) - \frac{\pi R^4 (IOP - P_{tissue})}{8 \mu L}) \quad (8)$$

Получено обыкновенное дифференциальное уравнение относительно IOP. Уравнение первого порядка. Решение уравнения находится аналитически. Подставим обозначения из таблицы 1 и получим решение в содержательных офтальмологических терминах

$$IOP = \frac{F_{in} - F_u + \varepsilon C_{trab} EVP + \frac{\pi R^4 p_{tissue}}{8\mu L}}{\varepsilon C_{trab} + \frac{\pi R^4}{8\mu L}} - \left(\frac{F_{in} - F_u + \varepsilon C_{trab} EVP + \frac{\pi R^4 p_{tissue}}{8\mu L}}{\varepsilon C_{trab} + \frac{\pi R^4}{8\mu L}} - IOP_0 \right) \cdot e^{-K_r \left(\varepsilon C_{trab} + \frac{\pi R^4}{8\mu L} \right) t}$$

Где IOP_0 значение исходного внутриглазного давления, IOP – значение внутриглазного давления при имплантации дренажа в момент $t=0$, и в отдаленном периоде при $t \rightarrow \infty$.

Результаты и их обсуждение. Основываясь на разработанной математической формуле проведем расчет потока жидкости и значений внутриглазного давления в двух различных моделях оттока внутриглазной жидкости при имплантации трех различных дренажных устройств.

Для моделирования состояния глаукомы взяты исходные данные : $IOP_0 = 30$ мм рт.ст. с тем же значением продукции влаги в норме, трабекулярным оттоком $C_{trab} = 0,06$ мкл/мин×ммрт.ст. и $P_{tissue} = IOP - 6,0$ мм ртст. В данном случае принимается в расчет, что выполняемая на начальных этапах задняя склерэктомия (сквозная трепанация склеры), снижает давление в субхориоидальном пространстве на 4,0 мм рт.ст. Этот факт был установлен нами во время интраоперационного измерения внутриглазного давления. Расчет проведем для четырех различных по размерам дренажей: дренаж №1 - длиной трубки 2,4мм и радиусом внутреннего канала- 0,150 мм, дренаж №2 – длиной 2,0мм и радиусом

внутреннего канала 0,100мм, дренаж №3 длиной 2,0мм, и радиусом внутреннего канала 0,050мм, дренаж №4 - длиной 2,64 мм, радиусом внутреннего канала 0,025мм. Расчет потока внутриглазной жидкости из передней камеры при различных значениях длины и радиуса внутреннего отверстия дренажа представлены в таблице 2.

Таблица 2
**Расчет потока жидкости при различных значениях радиуса
 внутреннего отверстия дренажа**

R- внутренний радиус канала, (мм)	L-длина дренажного канала, (мм)	Время полной потери ВГЖ передней камеры t (мин)	Величина потока (мкл/мм.рт.ст× мин)
R=0,150	2,4	0,859	923,5
R=0,100	2,64	0,360	220
R=0,050	2,0	7,445	10,3644
R=0,025	2,0	83,718	0,648

В результате расчетов были получены величины потоков несоизмеримо больших с естественным оттоком. Отток через трабекулярную сеть соответствует $C_{trab} = 0,3$ (мкл/мм.рт.ст× мин), наиболее близким значением является отток по дренажу с радиусом 0,025 мм, тогда как отток по дренажу с большим диаметром в разы превышает величину естественного оттока и объем секрции внутриглазной жидкости в единицу времени, что вносит особые условия в поведение рассматриваемой модели.

Анализ значений величины потока внутриглазной жидкости из передней камеры по дренажам с различными параметрами показал, что длина дренажного канала не влияет на скорость и величину потока. Радиус внутреннего отверстия имеет решающее значение, при этом увеличение просвета дренажа приблизительно в три раза сопровождается более чем в 1000 раз увеличением потока внутриглазной жидкости. Так, при радиусе внутреннего отверстия, превышающим 0,050 мм, передняя камера глаза

практически мгновенно теряет свой объем, следовательно, применение дренажных устройств с радиусом внутреннего отверстия больше, чем 0,050мм требует создания особых условий.

Очевидно, что есть два пути: первый - повышение вязкости влаги в передней камере в ходе выполнения операции, второй- создание давления сопротивления оттоку в виде клапанной системы или используя естественное препятствие в виде субхориоидального щелевидного пространства – модель №2, представленная на рис2. Результаты моделирования баланса жидкости в глазу с учетом формирующихся градиентов давления представлены в таблице 3.

Таблица 3

Результаты моделирования гидродинамики глаза при имплантации дренажа в различных моделях оттока

Радиус внутреннего отверстия R (мм)	Модель №1 $p_{tissue} = 0$ мм рт.ст.		Модель №2 $p_{tissue} = IOP - 6$ мм рт.ст.	
	IOP t=0	IOP t $\rightarrow\infty$	IOP t=0	IOP t $\rightarrow\infty$
0,150	$0,0055 - (0,0055 - 30) * e^{-11,6t}$	0,0055	$6,00 - (6,00 - 30) * e^{-11,63t}$	6,00
0,100	$0,023 - (0,023 - 30) * e^{-2,78t}$	0,023	$6,02 - (6,02 - 30) * e^{-2,78t}$	6,02.
0,050	$0,48 - (0,48 - 30) * e^{-0,1343t}$	0,48	$6,31 - (6,31 - 30) * e^{-0,1343t}$	6,31
0,025	$5,4 - (5,4 - 30) * e^{-0,0119t}$	5,4	$9,51 - (9,51 - 30) * e^{-0,0119t}$	9,51

Сравнительный анализ результатов расчетов показал, что имплантация дренажа с радиусом внутреннего отверстия 0,150мм сопровождается резким и значительным снижением внутриглазного давления при формировании оттока в субконъюнктивальную ткань, где давление сопротивления равно 0 мм рт.ст. Такое резкое снижение ВГД сопровождается внутриглазными осложнениями в раннем и в позднем послеоперационном периоде. Таким образом, модель №1 следует признать

неудачной. В случае имплантации дренажа этого же размера, но с оттоком в субхориоидальное пространство – модель №2, где имеется давление сопротивления ситуация меняется. Не смотря на то, что ВГД снижается, оно не достигает критических цифр и гипотензивный эффект может сохраняться длительное время, при неизменных условиях.

Уменьшение величины радиуса внутреннего отверстия до 0,100мм не вносит принципиальных отличий в хирургическую ситуацию. При применении дренажных устройств с данным размером внутреннего отверстия следует, так же предусмотреть отток в субхориоидальное пространство (модель №2) или использовать клапанный механизм, например клапан Молтено [9].

Значительные отличия в величине потока и гипотензивном эффекте демонстрирует дренаж с радиусом внутреннего отверстия 0,050мм. Снижение внутриглазного давления происходит медленнее, но уровень ВГД в модели №1 остается неприемлемо низким и поэтому нельзя рекомендовать применять такой дренаж с оттоком в субконъюнктивальную ткань. В случае применения такого дренажа с оттоком в субхориоидальное пространство хирургическая ситуация улучшается, однако незначительно отличается от первых двух и не имеет преимуществ в отдаленном периоде.

Сравнительный анализ результатов расчетов показал, что имплантация дренажа с внутренним радиусом 0,025мм в модели №1 наиболее безопасна. Не смотря на то, что происходит значительное снижение ВГД, оно не опускается ниже 5мм рт.ст. , кроме того, снижение внутриглазного давления происходит медленнее за отрезок времени, равный 83,7 мин. Расчетные величины ВГД для этого дренажа в модели №2 демонстрируют практически идеальную хирургическую ситуацию: ВГД снижается постепенно и достигает безопасных цифр в 9-10 мм рт.ст.

Достигнутый гипотензивный эффект может сохраняться как угодно долго при неизменяющихся условиях.

Выводы. Таким образом, разработанная нами математическая модель баланса жидкости в оперированном глазу, позволила определить и математически обосновать две модели антиглаукоматозных операций с применением дренажных устройств шунтирующего типа с учетом радиуса внутреннего отверстия, градиента давления на концах дренажной трубки. Установлено, что скорость потока влаги, поступающей через шунт даже с наименьшим радиусом, соответствующим 0,025мм многократно превосходит скорость потока влаги, поступающей через интактную трабекулярную сеть, и тем оказывает значительное влияние на баланс жидкости в глазу. Длина дренажного устройства не оказывает существенного влияния на скорость потока влаги из передней камеры. Давление в передней камере снижается значительно во всех случаях имплантации дренажа в переднюю камеру при оттоке в субконъюнктивальную ткань. Предпочтение в такой хирургической ситуации следует отдавать дренажным устройствам шунтирующего типа с величиной радиуса внутреннего отверстия не более 0,025мм. Применение дренажей шунтирующего типа с радиусом внутреннего отверстия превышающего указанную выше величину возможно при создании давления сопротивления на конце трубки, с помощью клапанной системы или формированием оттока в субхориоидальное пространство.

Список литературы:

1. Астахов С.Ю., Астахов Ю.С., Брезель Ю.А. Хирургия рефрактерной глаукомы: что мы можем предложить?// Сб. ст. Глаукома: теории, тенденции, технологии HRT клуб. Россия – 2006.- Сб. статей IV Международной конференции .- М., 2006. – С.24-29.
2. Еричев В.П. Рефрактерная глаукома: особенности лечения// Вестн. Офтальмол. – 2000.- N 5.- С.8-10.
3. Зельдович Я.Б. высшая математика для начинающих и ее приложения к физике. Издание второе, переработанное и дополненное.- М.: Государственное издательство физико-математической литературы, 1963. – С. 172-174.

4. Керейчук М.А. Математическая модель глаукомы: дис....канд мат. наук.- С-Пб., 2001г.- 105с.
5. Лапочкин В.И., Свирин А.В., Корчуганова Е.А. Техника и результаты новой антиглаукоматозной операции – лимбосклерэктомии с клапанным дренированием супрацилиарного пространства: Материалы межрегиональной научно-практич. Конф. Офтальмол. Красноярск, 2001.- С.87-89.
6. Лебедев О.И. Концепция избыточного рубцевания тканей глаза после антиглаукоматозных операций// Вестн. Офтальмол.- 1993. - N1. -С. 36-39.
7. Нестеров А.П. Глаукома.- М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2008.- 360с.
- 8.Черкасова И.Н., Нестеров А.П. Экспериментальное исследование увеосклерального пути оттока водянистой влаги// Вестн. Офтальмол. -1976.-N 4.-С. 14-15.
1. Astahov S.Ju., Astahov Ju.S., Brezel' Ju.A. The Surgery of the refractory glaucoma: What can we propose?// Col.of scientific articles Glaucoma: Theories, Tendencies, Technologies, HRT club. Russia – 2006. Col. of scientific articles of the IV International Conference. M.- 2006. - P.24-29.
2. Erichev V.P. Refractory Glaucoma: Specialties of Treatment.// Vestn. Ophthalmol. – 2000.- N 5.- P.8-10.
3. Zel'dovich Ja.B Higher Mathematics for Beginners and its application to Physics. Second Edition. Supplemented and Revised. – M. State Publishing House of Physics and Mathematics Literature. 1963. – P. 172-174.
4. Kerejchuk M.A. Glaucoma Mathematics Modeling. Ph. D. Thesis St.-Pt., 2001.- 105p.
5. Lapochkin V.I., Svirin A.V., Korchuganova E.A. Techniques and Results of New Glaucoma Operation – Limbosclerectomy with Valve Draining of the Supraciliary Space. Materials of Interregional Scientific and practical Conferense of Ophthalmology. Krasnojarsk, 2001.- P.87-89.
6. Lebedev O.I. Conception of the Eye Tissues Excess Scarring after Glaucoma Operation // Vestn. Ophthalmol. - 1993. - N1. -P. 36-39.
7. Nesterov A.P. Glaucoma. – М.: ООО “Medicinskoe informacionnoe agentstvo” , 2008.- 360p.
8. Cherkasova I.N., Nesterov A.P. Experimantal Investigation of Aqueous Humor Outflow.// Vestn. Ophthalmol. -1976.-N 4.-P. 14-15.
9. Molteno AC. The optimal design of drainage implants for glaucoma. Trans Ophthalmol Soc NZ 1981; 33:39-41.
10. Schwartz K.S., Lee R.K., Gedde S.J. Glaucoma drainage implants: a critical comparison of types.// Current Opinion in Ophthalmology 2006, 17:181-189. Find this article online
11. Toris C.B., Pederson J.E. Effect of intraocular pressure on uveoscleral outflow following cyclodialysis in the monkey eye // Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. – 1985.-N. 26 (12).- P.1745-1749.
12. Watanabe H., Yamada T., Tamai M., A case of encapsulated filtering bleb after trabeculectomy// Nippon Ganka Gakkai Zasshi.- 1995.- Vol.99.- N10.- P.1190-1195.

References

1. Astahov S.Ju., Astahov Ju.S., Brezel' Ju.A. Hirurgija refrakternoj glaukomy: chto my mozhem predlozhit'?.// Sb. st. Glaukoma: teorii,tendencii, tehnologii HRT klub. Rossiya – 2006.- Sb. statej IV Mezhdunarolnoj konferencii .- М., 2006. – S.24-29.

2. Erichev V.P. Refrakternaja glaukoma: osobennosti lechenija// Vestn. Oftal'mol. – 2000.- N 5.- S.8-10.
3. Zel'dovich Ja.B. vysshaja matematika dlja nachinajushhih i ee prilozhenija k fizike. Izdanie vtoroje, pererabotannoe i dopolnennoe.- M.: Gosudarstvennoe izdatel'stvo fiziko-matematicheskoy literatury, 1963. – S. 172-174.
4. Kerejchuk M.A. Matematicheskaja model' glaukomy: dis....kand mat. nauk.- S-Pb., 2001g.- 105s.
5. Lapochkin V.I., Svirin A.V., Korchuganova E.A. Tehnika i rezul'taty novoj antiglaukomatoznoj operacii – limbosklerjektomii s klapannym drenirovanijem supraciliarnogo prostranstva: Materialy mezhregional'noj nauchno-praktich. Konf. Oftal'mol. Krasnojarsk, 2001.- S.87-89.
6. Lebedev O.I. Koncepcija izbytochnogo rubcevanija tkanej glaza posle antiglaukomatoznyh operacij// Vestn. Oftal'mol.- 1993. - N1. -S. 36-39.
7. Nesterov A.P. Glaukoma.- M.: ООО «Medicinskoe informacionnoe agentstvo», 2008.- 360s.
8. Cherkasova I.N., Nesterov A.P. Jeksperimental'noe issledovanie uveo-skleral'nogo puti ottoka vodjanistoj vlazi// Vestn. Oftal'mol. -1976.-N 4.-S. 14-15.
1. Astahov S.Ju., Astahov Ju.S., Brezel' Ju.A. The Surgery of the refractory glaucoma: What can we propose?// Col.of scientific articles Glaucoma: Theories, Tendencies, Technologies, HRT club. Russia – 2006. Col. of scientific articles of the IV International Conference. M.- 2006. - P.24-29.
2. Erichev V.P. Refractory Glaucoma: Specialties of Treatment// Vestn. Ophthalmol. – 2000.- N 5.- P.8-10.
3. Zel'dovich Ja.B Higher Mathematics for Beginners and its application to Physics. Second Edition. Supplemented and Revised. – M. State Publishing House of Physics and Mathematics Literature. 1963. – P. 172-174.
4. Kerejchuk M.A. Glaucoma Mathematics Modeling. Ph. D. Thesis St.-Pt., 2001.- 105p.
5. Lapochkin V.I., Svirin A.V., Korchuganova E.A. Techniques and Results of New Glaucoma Operation – Limbosclerectomy with Valve Draining of the Supraciliary Space. Materials of Interregional Scientific and practical Conferense of Ophthalmology. Krasnojarsk, 2001.- P.87-89.
6. Lebedev O.I. Conception of the Eye Tissues Excess Scarring after Glaucoma Operation // Vestn. Ophthalmol. - 1993. - N1. -P. 36-39.
7. Nesterov A.P. Glaucoma. – M.: ООО “Medicinskoe informacionnoe agentstvo” , 2008.- 360p.
8. Cherkasova I.N., Nesterov A.P. Experimental Investigation of Aqueous Humor Outflow// Vestn. Ophthalmol. -1976.-N 4.-P. 14-15.
9. Molteno AC. The optimal design of drainage implants for glaucoma. Trans Ophthalmol Soc NZ 1981; 33:39-41.
10. Schwartz K.S., Lee R.K., Gedde S.J. Glaucoma drainage implants: a critical comparison of types// Current Opinion in Ophthalmology 2006, 17:181-189. Find this article online
11. Toris C.B., Pederson J.E. Effect of intraocular pressure on uveoscleral outflow following cyclodialysis in the monkey eye // Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. – 1985.-N. 26 (12).- P.1745-1749.
12. Watanabe H., Yamada T., Tamai M., A case of encapsulated filtering bleb after trabeculectomy// Nippon Ganka Gakkai Zasshi.- 1995.- Vol.99.- N10.- P.1190-1195.