

О физиологической сущности внутриглазного давления: вековые традиции и современная реальность. Часть 2. Роль флуктуации склеры в обеспечении постоянства ежесуточного объема протекающей через глаз водянистой влаги

Кошиц И.Н., инженер-механик, генеральный директор¹;

Светлова О.В., д.м.н., доцент, профессор кафедры офтальмологии².

¹ООО «Питерком-Сети / МС Консультационная группа», 194223, Российская Федерация, Санкт-Петербург, ул. Курчатова, д. 1;

²ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова Минздрава России», 191015, Санкт-Петербург, Кирочная ул., д. 41.

Авторы не получили финансирование при проведении исследования и написании статьи.
Конфликт интересов: отсутствует.

Для цитирования: Кошиц И.Н., Светлова О.В. О физиологической сущности внутриглазного давления. Часть 2. Роль флуктуации склеры в обеспечении постоянства ежесуточного объема протекающей через глаз водянистой влаги. *Национальный журнал глаукома*. 2019; 18(2):76-92.

Резюме

ЦЕЛИ. 1. Выявить морфофизиологические особенности функционирования эластических структур фиброзной оболочки глаза при возрастной офтальмогипертензии (ВОГ) и открытоугольной глаукоме (ОУГ).

2. Показать новые возможности дифференциальной динамической диагностики с помощью модернизированных авторами методик пневмоанализаторов ORA и Corvis ST для достоверного и объективного разделения ВОГ и ОУГ.

МЕТОДЫ. Теоретический анализ и результаты собственных клинических испытаний авторского способа дифференциальной экспресс-диагностики ВОГ и ОУГ по критериям «ригидность» и «флуктуация склеры».

РЕЗУЛЬТАТЫ. В условиях поликлинической сети для обоснованного и объективного выбора способа профилактики ВОГ или лечения ОУГ, а также надежного их отделения друг от друга имеется практическая возможность использования модернизированной экспресс-диагностики с помощью пневмоанализаторов ORA и Corvis ST. Это позволяет мгновенно, высокоточно и численно выявить у пожилого пациента аномальность текущего ВГД по уровню его ВГД в молодости и принадлежности к соответствующей зоне нормы ВГД. Также по измеренным текущим уровням ригидности и флуктуации склеры можно достоверно разделять ВОГ и ОУГ, а также выявлять уровень снижения функциональной способности

фиброзной оболочки глаза (ФОГ) к флуктуации, необходимой для поддержания в норме циркуляции водянистой влаги и объема глаза.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ. Принципиальную роль в механизмах формирования текущего уровня ВГД играют ригидность и микрофлуктуации склеры. С возрастом ВГД повышается из-за того, что ригидность ФОГ по мере старения склеры постепенно возрастает. С позиций физиологии ВОГ полезна и необходима глазу для нормального поддержания процессов метаболизма даже в пожилом возрасте. Не зная уровень ВГД у пациента в молодости, врач зачастую не может на практике достоверно определить аномальность или нормальность текущего значения ВГД. А вот патологический уровень ригидности ФОГ при ОУГ всегда достоверно и заметно превышает нормальный уровень ее ригидности при ВОГ, а уровень флуктуации склеры, наоборот, соответственно заметно падает. Это позволяет объективно отделять ВОГ от ОУГ. При ВОГ или ОУГ необходимо восстанавливать функции склеры, что будет физиологически и патогенетически обоснованным профилактическим или лечебным воздействием.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: внутриглазное давление, офтальмогипертензия, глаукома, фиброзная оболочка глаза, ригидность, флуктуация, отток и продукция водянистой влаги, биомеханика глаза, склера.

Для контактов:

Светлова Ольга Валентиновна, e-mail: svetlova.ov@bk.ru

ENGLISH

The essence of the physiological intraocular pressure. Part 2. The role of scleral fluctuations in maintaining the continuity of the aqueous humor daily volume

KOSHITS I.N., mechanical engineer, General Director¹;

SVETLOVA O.V., Med.Sc.D., Professor of the Department of ophthalmology².

¹Petercom-Networks / Management Systems Consulting Group Cl. Corp., 1 Kurchatova str., Saint-Petersburg, Russian Federation, 194223;

²North-Western State Medical University named after I.I. Mechnikov, 41 Kirochnaya str., Saint-Petersburg, Russian Federation, 191015.

Conflicts of Interest and Source of Funding: none declared.

For citations: Koshits I.N., Svetlova O.V. The essence of the physiological intraocular pressure. Part 2. The role of scleral fluctuations in maintaining the continuity of the aqueous humor daily volume. *Natsional'nyi zhurnal glaukoma*. 2019; 18(2):76-92.

Abstract

PURPOSES: 1. To reveal the morphophysiological features of the elastic structures of the fibrous tunic of the eye in age-related ophthalmohypertension (AOH) and open-angle glaucoma (OAG).

2. Show new features of dynamic differential diagnosis by means of modernized techniques of pnevmomagistral ORA and Corvis ST for accurate and objective differentiation between AOH and OAG.

METHODS: Theoretical analysis and clinical trials results of the author's method of differential Express-diagnostics between AOH and OAG based on the criteria of «rigidity» and «fluctuation of the sclera».

RESULTS: There is a practical possibility of using the upgraded rapid diagnosis with the help of pneumatic analyzers ORA and Corvis ST in the conditions of polyclinic network for a reasonable and objective choice of the method of AOH prevention and OAG treatment, as well as their differential diagnostics. This allows you to instantly, accurately and numerically identify the elderly patient abnormality of the current IOP level according to the level of IOP in his youth and belonging to the corresponding IOP zone. Also, according to the measured current levels of rigidity and fluctuation of sclera, it is possible to reliably differentiate AOH from OAG, as well as identify the level of decrease in

the functional ability of the fibrous membrane of the eye (FME) to the fluctuation necessary to maintain the normal circulation of watery moisture and eye volume.

CONCLUSION: The principal role in the mechanisms of IOP level formation is played by rigidity and micro fluctuation of the sclera. With age, IOP increases due to the fact that the rigidity of the FME gradually increases. From the standpoint of physiology, AOH is useful and necessary for the eye to maintain normal metabolic processes, even in old age. Not knowing patient's IOP level in his youth, the doctor often cannot reliably determine the abnormality or normality of the current IOP value. But the pathological level of rigidity of FME in OAG is always significantly higher than the normal level of its rigidity in AOH, and the level of fluctuation of the sclera on the contrary, respectively, falls markedly. This allows you to objectively separate the AOH from the OAG. In case of AOH or OAG, it is necessary to restore the functions of sclera, which will be physiologically and pathogenetically justified preventive or therapeutic effect.

KEYWORDS: intraocular pressure, ocular hypertension, glaucoma, the fibrous membrane of the eye, rigidity, fluctuation, outflow and production of aqueous humor, biomechanics of the eye, the sclera.

В первой части статьи [1] мы рассмотрели исполнительные механизмы формирования уровней ригидности и флуктуации склеры, а также механизмы формирования ответного уровня внутриглазного давления (ВГД). Продолжим углубленное рассмотрение регуляторных свойств вышеописанных физиологических механизмов и начнем со склеры, поскольку именно ее функциональные особенности в основном определяют уровень текущего ВГД.

1. Морфофизиология склеры. Теория и практика

Как известно, фиброзная оболочка глаза состоит из склеры и роговицы. Склера состоит из плотно упакованных пластин (пучков) коллагеновых волокон и расположенных между ними фибробластов, погруженных в основное вещество. Пучки, состоящие из параллельных коллагеновых фибрилл, ветвятся [2-8]. При этом направление пучка в той

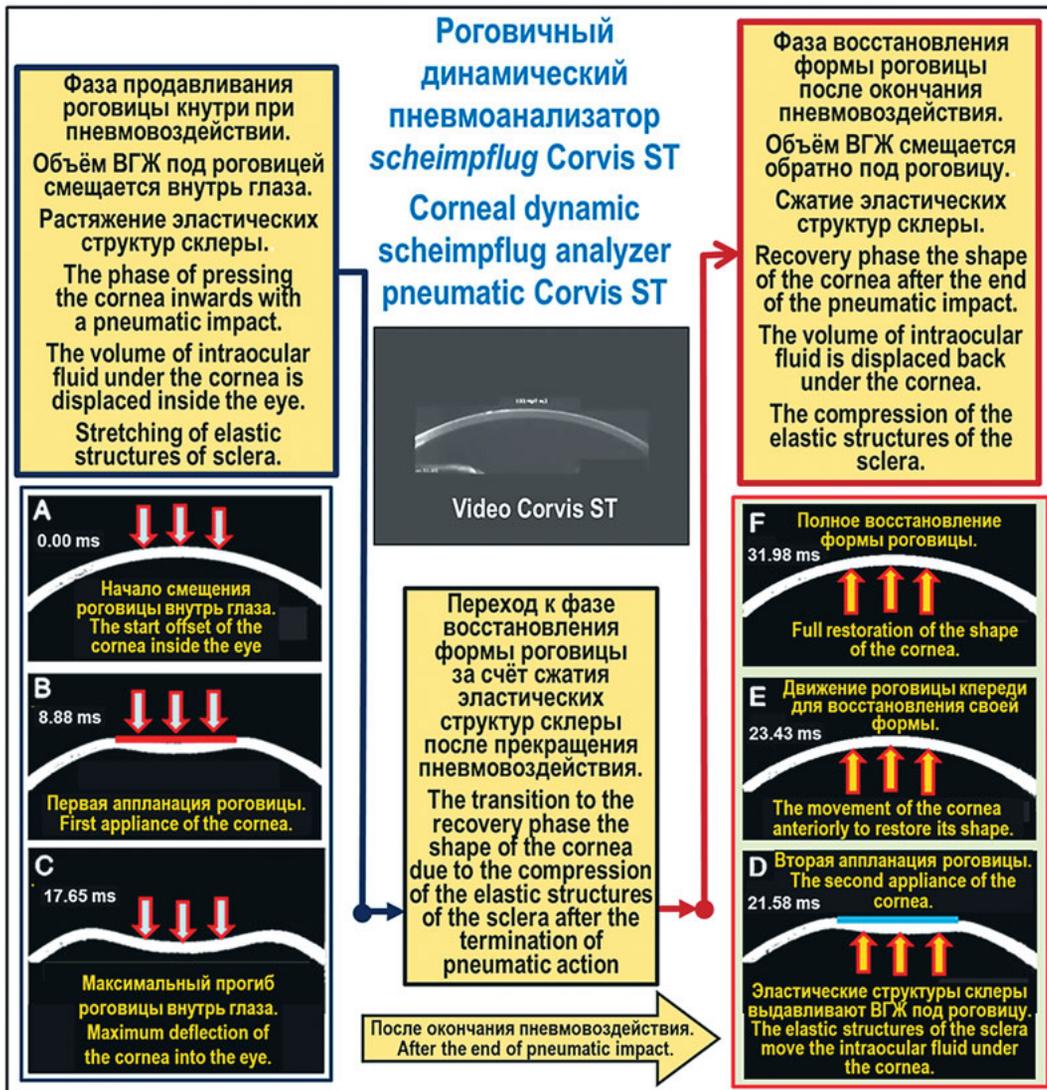


Рис. 1. Процесс вдавливания внутрь глаза и последующего восстановления формы роговицы при пневмовоздействии [11, 12]
Fig. 1. The process of corneal indentation and subsequent recovery after pneumatic impact [11, 12]

плоскости, в которой он расположен, не совпадает с направлением пучков в других параллельных плоскостях, т. е. пучки ориентированы относительно друг друга под разными углами. Такая трехмерная объемная архитектура расположения пучков склеры облегчает возможность взаимного относительного перемещения пучков при изменении внутреннего объема глаза. Примерно такую же архитектуру имеет строма роговицы, но она не может растягиваться так же, как склера, поскольку представляет собой достаточно упругую (не эластичную!) слабо рассеивающую биологическую линзу постоянной оптической силы [9, 10].

Здесь необходимо хорошо понимать, что не зря природа сделала роговицу малоэластичной, полностью лишенной эластических волокон. Во-первых, если бы в роговице было большое количество эластических структур, то она, как и склера, не была

бы прозрачной. Во-вторых, если бы роговица была эластичной, то ее толщина и пространственный цитоскелет при флуктуациях объема глаза также ответно заметно изменялись (растягивались или сужались), и тогда оптическая сила роговицы была бы переменной, что, конечно, с точки зрения оптики глаза было бы недопустимо. Поэтому структурно роговица выполнена таким образом, чтобы сохранять практически постоянной свою преломляющую способность. Т. е. роговица — это относительно жесткая прозрачная биологическая линза, практически не изменяющая свою толщину даже в процессе пневмовоздействия.

Появление нового бесконтактного тонометра Oculus Corvis ST (Германия) в сочетании с ультразвуковой видеокамерой, позволяющей получать изображения по технологии Scheimpflug, подтверждает в клинике этот важнейший вывод.

Камера обеспечивает получение до 4 000 фотографий в секунду, фиксируя реакцию роговицы на воздушный импульс [11-13]. При этом если покадрово рассмотреть видеопроцесс прогиба роговицы при пневмовоздействии [11], то можно заметить, что в процессе прогиба роговицы ее толщина практически не меняется, поскольку роговица не эластичная и неспособна сильно растягиваться, но способна прогибаться. Это, кстати, отмечено и в работе [13]. Т. е. роговица ведет себя как сравнительно жесткая линза.

Таким образом, клинически подтверждено *in vivo*, что роговица способна легко прогибаться («прощелкиваться») под внешним воздействием [11, 13]! В механике эта способность даже жесткой мембраны к прощелкиванию называется «потерей устойчивости». В быту мы все хорошо знаем, как способна к прощелкиванию металлическая крышка консервной банки при легком надавливании пальцем. Человек не способен растянуть руками такую металлическую крышку, однако он часто способен легко «продавить» ее в центре, сделав из выпуклой поверхности вогнутую. На модифицированном нами *рис. 1* [11] представлен процесс вдавливания роговицы внутрь глаза при пневмовоздействии на анализаторе Corvis ST. Отправляем читателя также к короткому, но емкому видеоразбору этого процесса [12].

Из *рис. 1* хорошо видно, что процессу вдавливания роговицы внутрь глаза при пневмовоздействии более подвержены центральные области роговицы, точно так же, как и при экскавации решетчатой пластинки склеры (РПС). В офтальмологическом сообществе бытует мнение, что жесткость и толщина роговицы влияют на этот процесс. Однако это принципиально не так, поскольку мы продавливаем роговицу не в сторону полубесконечного открытого пространства, а внутрь ограниченного замкнутого пространства со сравнительно жесткой фиброзной оболочкой глаза (ФОГ) [15].

Заметим, что из-за мгновенного перемещения (резкий толчок) внутриглазной жидкости (ВГЖ) под роговицей — смещение так называемой присоединенной массы водянистой влаги (ВВ) — в этом процессе работает и механизм гидроудара по внутриглазным структурам в задней части глаза, поэтому при склонности сетчатки глаза к отслойке способ пневмотонометрии может быть опасен.

И многие хорошо знают, как можно получить сильный ушиб или травму во время прыжка в бассейне с вышки при плоском вхождении тела в воду: в этом случае мы не раздвигаем, а пытаемся мгновенно переместить заметный объем (присоединенную массу) воды под плоской частью тела. А это и приводит к гидроудару. Точно так же «ударно» перемещается масса ВВ под роговицей при пневмовоздействии или при использовании ударного динамического тонометра Пилецкого ИГД-01 и других его серий.

В случае склонности данного глаза к отслойке сетчатки стоит также отметить и возможную опасность использования, например, контурного тонометра Pascal, в котором расположенные на роговице широкополосные пьезоизлучатели-приемники формируют волны вибрации, проходящие сквозь внутренние структуры глаза и отражающиеся от заднего эластичного отрезка склеры. При совпадении частоты воздействия на роговицу и собственной частоты структур заднего полюса глаза возникнет явление резонанса, которое может механически спровоцировать отслойку сетчатки. Поэтому явно опасно применять способы пневмотонометрии, ударной динамической тонометрии, а также контурной тонометрии в глазах, склонных к отслойке сетчатки или уже имеющих подобные или другие патологии, как, например, подвывих хрусталика с факодонезом.

Теперь отметим, что продолжительность воздушного воздействия на пневмотонометрах составляет от 20 до 30 миллисекунд, при этом отток ВВ из глаза невозможен, поскольку процесс дренирования и диффузии ВВ медленный. Т. е. объем глаза при таком мгновенном способе измерений не меняется. Но ведь при перемещении роговицы внутрь глаза во время тонометрии мы перемещаем и водянистую влагу под ней, т. е. фактически увеличиваем объем ВВ внутри склеры. А мы знаем, что все внутриглазные структуры, да и сама ВВ несжимаемы. И значит, перемещение расположенной под роговицей ВВ будет неминуемо приводить к растяжению структур склеры! Из первой части статьи мы уже знаем, что объемная ригидность (жесткость) склеры достаточно велика. И вклад жесткости роговицы в общую объемную жесткость ФОГ ничтожно мал: ведь роговица неспособна значительно растягиваться, а склера способна. Т. е. при увеличении / уменьшении внутреннего объема глаза роговица не изменит площадь своей поверхности, а склера изменит и обязательно!

Поэтому при тонометрии жесткость роговицы оказывает минимальное влияние на точность измерений ригидности ФОГ и на ее пересчет в уровень ВГД. Ведь фактически при любой тонометрии, смещая внутрь глаза объем ВВ под роговицей, мы сначала измеряем объемную ригидность ФОГ, а уже потом с помощью часто некорректных формул или некачественных линеек пересчитываем ее в давление (см. первую часть статьи).

И, как мы знаем, критерием истины является практика. Поэтому так важна для всех нас классическая работа N. Feltgen, D. Leifert and J. Funk [16], в которой объективным экспериментом (с контролем истинного ВГД через иглу в передней камере) были установлены достоверные различия тонометрического и истинного ВГД в одном и том же глазу от 1,2 до 10,0 мм рт.ст. (!) при измерениях с помощью тонометров Perkins и Tonopen. Причем вдобавок

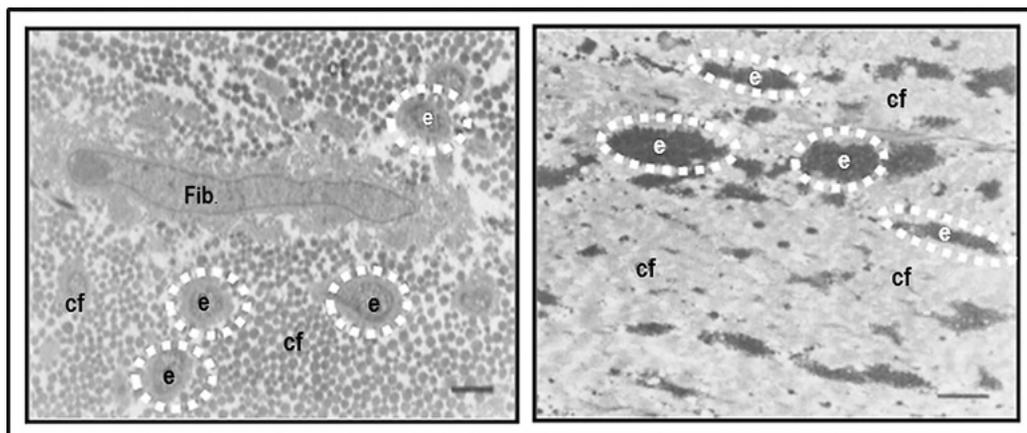


Рис. 2. Эластические волокна склеры по А. Kanai & Н.Е. Kaufman [18]: е — эластические волокна; cf — коллагеновые волокна; fib — фибробласт

Fig. 2. Elastic fibers of sclera by A. Kanai & H. E. Kaufman [18]: e — elastic fibers; cf — collagen fibers; fib — fibroblast

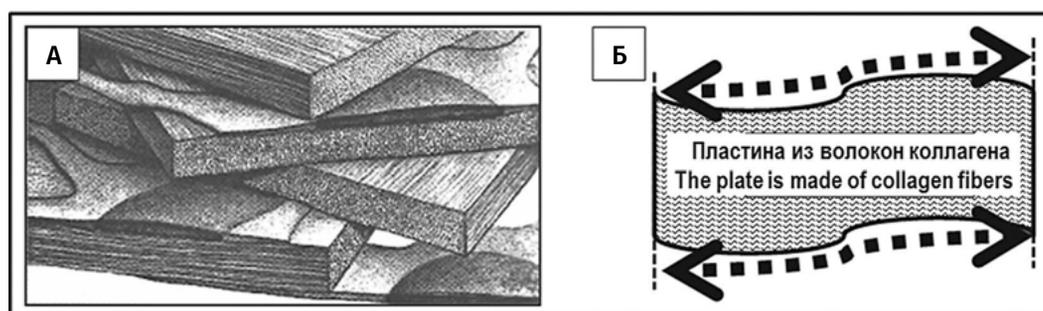


Рис. 3. Схема пространственного расположения склеральных пластин и их эластических волокон [2, 8]: А — схема пространственного расположения склеральных пластин [2, 5, 6]; Б — эластические волокна (черные стрелки) расположены в виде ленты на периферии пластины или пучка с коллагеновыми волокнами [5]

Fig. 3. Scheme of spatial arrangement of scleral plates and their elastic fibers [2, 8]: А — scheme of spatial arrangement of scleral plates [2, 5, 6]; Б — elastic fibers (black arrows) are located in the form of a tape on the periphery of the plate or bundle with collagen fibers [5]

было установлено, что полученные значения офтальмотонуса достоверно не зависят от толщины роговицы (см. табл. 5 в первой части статьи [1]). И поставим на этом точку, ибо этот результат адекватен законам механики. «Наукообразный» учет влияния толщины роговицы на точность измерения параметров ВГД только запутывает практического врача в части достоверной постановки диагноза и выбора эффективного метода лечения.

Важное биомеханическое отличие склеры от роговицы заключается в том, что склера способна функционально растягиваться и затем возвращаться в исходное состояние, поскольку в части ее коллагеновых пучков имеются эластические волокна — до 2% [2-8], а в роговице их нет. Эта способность склеры изменять внутренний объем за счет микрофлуктуаций, в первую очередь — в экваториальной области, является ее важнейшим функциональным свойством и по достоинству до сих пор не оценена ни физиологами, ни офтальмологами. Способность склеры функционально изменять свой объем,

т. е. «дышать», была обоснована нами с соавторами теоретически и подтверждена клиническими экспериментами *in vivo* [4, 5, 17], однако до последнего времени практически никак не использовалась в клинике для разработки новых методов диагностики открытоугольной глаукомы (ОУГ) и возрастной офтальмогипертензии (ВОГ). Исполнительными механизмами микрофлуктуаций склеры являются ее структуры, обладающие сократительными (контрактильными) свойствами: эластические коллагеновые волокна и миофибробласты.

В каждом пучке коллагеновых волокон эластические волокна занимают в основном периферию пучка и идут параллельно его направлению, а расположение эластических волокон в коллагеновых пучках по толщине склеры имеет четкие отличительные особенности [2, 6, 8]. Патоморфологами отмечена волнообразная форма коллагеновых пластин склеры, а также ленточный вид эластических волокон склеры в норме [7, 8]. Схематично это представлено на рис. 3.

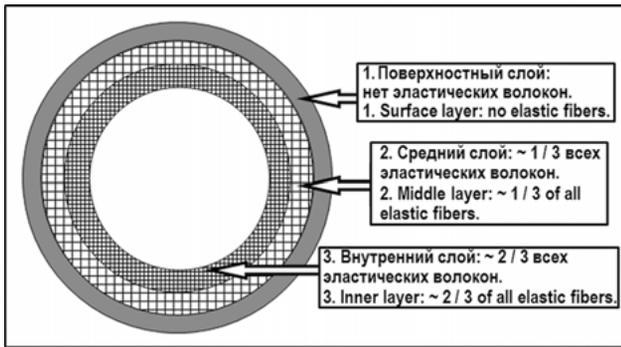


Рис. 4. Схема расположения эластических волокон в слоях склеры [19]

Fig. 4. The scheme of an arrangement of elastic fibers in the layers of the sclera [19]

Как мы выяснили, эластические волокна склеры и миофибробласты выполняют важнейшую функцию нивелирования скачков ВГД и с точки зрения механики являются своеобразными амортизаторами колебаний ФОГ и других внутриглазных структур.

На рис. 4 показано, что поверхностный слой склеры не имеет эластических волокон, поэтому он самый жесткий и менее приспособлен к растяжению. Этот слой предохраняет от разрыва фиброзную оболочку глаза при закрытой травме. Но в границах своей нормальной упругости этот слой, безусловно, позволяет «дышать» склере, подобно наружному слою кровеносного сосуда. Два внутренних слоя склеры имеют в своей структуре эластические волокна, которые позволяют склере возвращаться от растянутого к сокращенному состоянию практически мгновенно, нивелируя, например, глазной пульс в норме.

Также важно отметить, что при изменении объема глаза обязательно происходит взаимное перемещение коллагеновых пластин или пучков относительно друг друга. Это перемещение фиксируют механорецепторы склеры, сигналы которых позволяют мозгу постоянно контролировать текущий объем глаза. В регуляции объема глаза также принимают непосредственное участие рецепторы простагландинов, расположенные в склере в большом количестве и позволяющие контролировать проницаемость склеры для ВВ [2, 5].

На рис. 5 представлена схема взаимного перемещения пластин склеры в норме при изменении объема глаза. Этот исполнительный механизм имеет такие особенности.

Фаза 1 (рис. 5А). Отток ВВ больше, чем продукция ВВ. Внутренний объем глаза после удаления продуктов метаболизма вместе с ВВ минимален. Склера растянута минимально. Уровень ВГД практически соответствует индивидуальной зоне нормы с учетом погрешности измерений. Хотя, строго говоря, согласно теории оболочек, уровень ВГД должен быть сравнительно чуть-чуть ниже, чем в средней фазе 2, однако измерить это современными тонометрами невозможно, поскольку пока велика погрешность измерений.

Фаза 2 (рис. 5Б). Равенство притока и оттока ВВ. Средний внутренний объем глаза. Склера растянута средне. Средняя волнистость и перемещение коллагеновых пластин относительно друг друга. Среднее растяжение эластических волокон в склере. Уровень ВГД соответствует индивидуальной зоне нормы.

Фаза 3 (рис. 5В). Продукция ВВ больше, чем отток ВВ. Внутренний объем глаза после добавления объема свежей ВВ максимален. Склера максимально

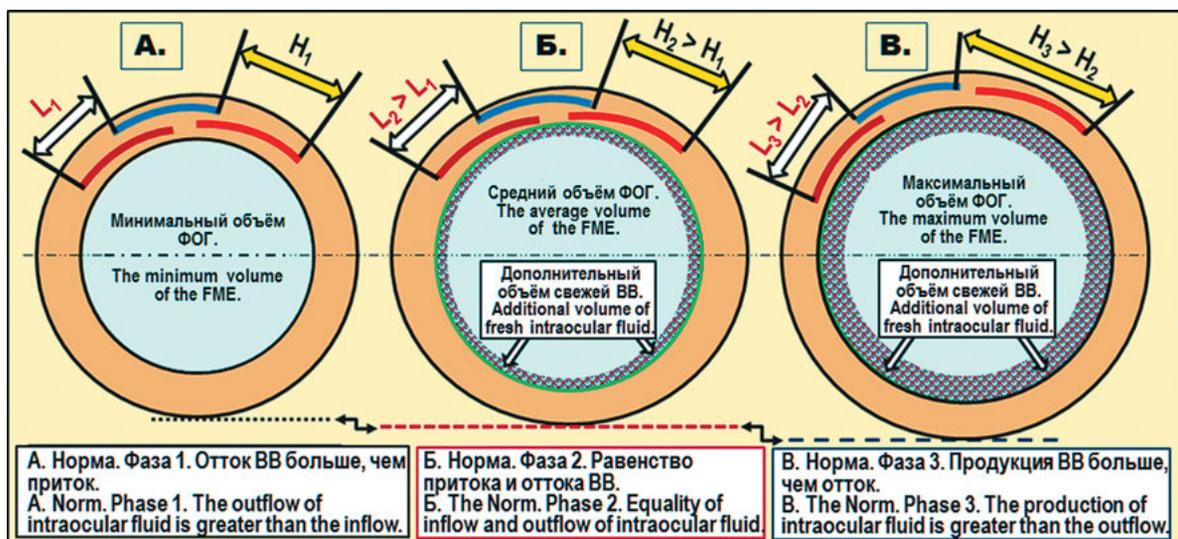


Рис. 5. Схема взаимного перемещения пластин склеры при изменениях объема фиброзной оболочки глаза в норме (объяснение в тексте)

Fig. 5. The scheme of normal mutual movement of the scleral plates with changes in the fibrous membrane volume (explanation in the text)

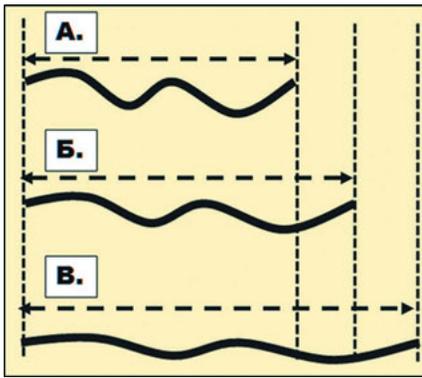


Рис. 6. Схема распрямления волнообразной формы пластины склеры (вид сбоку) при увеличении объема водянистой влаги внутри фиброзной оболочки глаза (объяснение в тексте)

Fig. 6. The scheme of straightening the wave-like shape of the scleral plate (side view) with an increase in the volume of aqueous humor inside the fibrous tunic of the eye (explanation in the text)

растянута. Уровень ВГД практически соответствует индивидуальной зоне нормы с учетом погрешности измерений. Хотя, строго говоря, согласно теории оболочек, уровень ВГД должен быть сравнительно чуть-чуть выше, однако измерить это современными тонометрами невозможно, поскольку пока велика погрешность измерений.

По нашей гипотезе, механизмы смещения относительно друг друга склеральных пластин, а также распрямления волнообразной формы пластин / пучков коллагеновых волокон (рис. 6) являются ключевыми исполнительными звеньями для выполнения склерой своих физиологических функций.

Фаза 1 (рис. 6А). Минимальный объем ФОГ. Максимальная волнистость формы коллагеновых пластин склеры: отток ВВ больше, чем приток.

Фаза 2 (рис. 6Б). Средний объем ФОГ. Средняя волнистость коллагеновых пластин склеры: равенство притока и оттока ВВ.

Фаза 3 (рис. 6В). Максимальный объем ФОГ. Минимальная волнистость формы коллагеновых волокон склеры: приток ВВ больше, чем отток.

Переход от фазы 3 к фазе 2 или к фазе 1 осуществляется в обратном порядке за счет сокращения эластических волокон склеры и «выдавливания» ВВ с их помощью по путям оттока. При этом пластины склеры приобретают первоначальную волнообразную форму.

Волнообразность коллагеновых пластин склеры необходима для того, чтобы она имела возможность не только мгновенно изменять свой объем для нивелирования разного пульсового объема сосудов в систолу-диастолу (нивелирование глазного пульса), но также и для того, чтобы иметь возможность за счет работы эластических волокон «выдавливаться» из глаза по путям оттока отработанную ВВ с продуктами метаболизма.

Если будет равенство притока и оттока ВВ (Фаза 2, рис. 6Б.), то этот процесс будет происходить автоматически за счет созданной фиброзной оболочкой с эластическими волокнами постоянного тургора глаза, позволяющего осуществлять диффузию или дренирование ВВ, т. е. «выталкивать» ее по путям оттока. При этом объем ФОГ будет постоянен и скорее всего близок к индивидуально среднему, а уровень ВГД будет соответствовать текущему уровню ригидности склеры. Однако совершенно не факт, что только механизм равенства притока-оттока будет в основном работать на протяжении суток или всей жизни глаза, как традиционно считалось в течение двух веков.

Ведь как только произойдет разбаланс в равенстве притока и оттока ВВ из-за, например, повышенной зрительной нагрузки или нерациональной оптической коррекции, так сразу же объем глаза увеличится или уменьшится в зависимости от преобладания оттока или продукции ВВ. Начнется процесс дополнительной микрофлуктуации склеры из-за неравенства притока-оттока, который позволит поддерживать процессы метаболизма в глазу и в этом случае.

И здесь важно понимать, что процесс микрофлуктуаций склеры происходит в норме в индивидуальном диапазоне работы эластических волокон склеры и при постоянном текущем уровне ВГД (см. рис. 6). Т. е. если этот диапазон будет превышен из-за увеличения объема глаза, то внутриглазные структуры совместно с большим, чем в норме, объемом ВВ будут сверхнормативно растягивать ФОГ. При этом не только будет «выбрана» вся волнистость коллагеновых пластин склеры, но и начнется уже прямое растяжение собственно коллагеновых пучков, что приведет к резкому скачку ригидности и ответному скачку ВГД.

Как показали наши клинические эксперименты *in vivo*, даже в норме склера здорового и молодого человеческого глаза очень чувствительна к изменениям ригидности наружного слоя: минимальные местные изменения натяжения поверхностного слоя склеры от воздействия вакуумного колпачка-присоски диаметром 6 мм изменяли ригидность склеры и истинное ВГД почти в 2 раза [17]. Отметим, что увеличение натяжения поверхностных слоев склеры происходило за счет их втягивания внутрь колпачка-присоски из-за воздействия вакуума (рис. 7).

Этот важный физиологический эксперимент фактически независимо подтвердил нашу гипотезу о том, что величина уровня текущего ВГД напрямую зависит от уровня ригидности наружного слоя склеры. Такие клинические факты позволяют понять, что любой выход за физиологически нормальный диапазон растяжения склеры приводит к скачку ригидности ФОГ и ответному скачку ВГД.

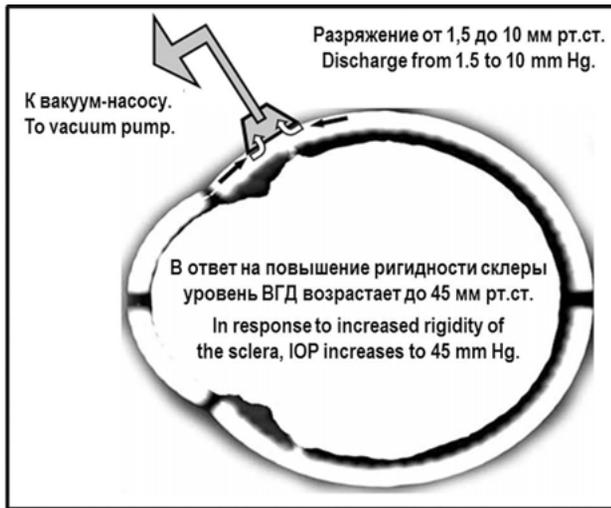


Рис. 7. Проверка чувствительности отклика склеры на увеличение ригидности ее поверхностного слоя с помощью малогабаритного вакуумного колпачка-присоски

Fig. 7. Checking the sensitivity of the scleral response to the increase in the rigidity of its surface layer by means of a small vacuum suction cap

Но тогда можно предположить, что эффективным путем профилактики возможного перехода возрастной офтальмогипертензии (ВОГ) в ОУГ может быть не традиционное понижение, а сравнительно небольшое физиологическое повышение уровня среднего ВГД, например, за счет локального упрочнения сегментов склеры с помощью, например, кросслинкинга. Этот внешне неожиданный и парадоксальный путь приведет к ускорению процессов диффузии ВВ на путях оттока и при ее дренировании сквозь склеру, что в конечном счете не ухудшит, а улучшит процессы метаболизма всех внутриглазных структур при ВОГ!

Но тогда можно предположить, что эффективным путем профилактики возможного перехода возрастной офтальмогипертензии (ВОГ) в ОУГ может быть не традиционное понижение, а сравнительно небольшое физиологическое повышение уровня среднего ВГД, например, за счет локального упрочнения сегментов склеры с помощью, например, кросслинкинга. Этот внешне неожиданный и парадоксальный путь приведет к ускорению процессов диффузии ВВ на путях оттока и при ее дренировании сквозь склеру, что в конечном счете не ухудшит, а улучшит процессы метаболизма всех внутриглазных структур при ВОГ!

Поразительно, но к аналогичному выводу пришли кардиологи (2018), оценивая традиционный целевой уровень артериального давления (цитируем, перевод наш [20]): «В рекомендациях Европейского общества кардиологов 2007 года целевые значения составляли $\leq 140/90$ мм рт.ст. для пациентов с низким и средним сердечно-сосудистым риском и $\leq 130/80$ мм рт.ст. для пациентов с высоким риском,

однако в 2013 году они были пересмотрены, так как снижение АД ниже 140/90 мм рт.ст. не приводило к улучшению исходов ни в одной из групп пациентов.... В итоге не было обнаружено никаких доказательств того, что снижение АД $\leq 135/85$ мм рт.ст. снижает смертность или число основных сердечно-сосудистых осложнений, а у пациентов с гипертонией и сердечно-сосудистыми заболеваниями в настоящее время нет достаточных доказательств для обоснования более низких целевых показателей АД по сравнению с существующими». Видно, что и в этом случае вековой традиционный подход усиленного снижения АД уже на современном этапе дал сбой.

Традиционный путь длительного применения гипотензивной фармакотерапии, по-видимому, ухудшает процессы метаболизма и ускоряет старение внутриглазных структур и ФОГ. Не зря проф. В.В. Волков в своем докладе «Блеск и нищета фармакотерапии» высказал такую точку зрения (цитируем): «Офтальмотонус в диапазоне индивидуальной нормы необходим для функционирования всех внутриглазных структур, в том числе в заднем отделе глазного яблока, для венозного и лимфооттока, а также для поддержания аксоноплазматических токов в зрительном нерве» [21].

Именно поэтому появился и такой еретический взгляд на проблему профилактики ВОГ и лечения ОУГ: «Утверждение, что «снижение ВГД любым традиционным способом замедляет прогрессирование ОУГ как в настоящем, так и отдаленном периоде», по-видимому, является «символом веры», и его явно необходимо пересматривать [22, 23].

У склеры, по-видимому, должны существовать три исполнительных механизма, позволяющих глазу контролировать объем ФОГ:

1.1. Регуляторный механизм изменения волнистости склеральных пластин и уровня растяжения / сжатия (подобно пружине) эластических волокон в моменты микроциркуляций объема ФОГ.

1.2. Регуляторный механизм смещения друг относительно друга склеральных пластин, расположенных в ткани склеры, в моменты макроциркуляций объема ФОГ.

1.3. Регуляторный механизм растяжения наружного слоя склеры, в котором нет эластических волокон, в границах своей нормальной упругости в моменты внешних ударных, в том числе — деформационных и контузионных, нагрузок.

Отметим, что первые два механизма также выполняют в глазу важнейшую функцию демпфирования (гашения) микроизменений объема ФОГ из-за изменения объема сосудистой сети хориоидеи в систолу/диастолу. При этом в момент прохождения пульсовой волны происходит растяжение и микроперемещение относительно друг друга пространственной коллагеновой сетки из эластических волокон, которые за счет своей эластичности демпфируют, т. е. гасят «пульсовые толчки» в изменении объема глаза.

Но на процесс осуществления нормального физиологического контроля текущего объема глаза влияет один негативный фактор — дополнительное прижатие коллагеновых пластин склеры друг к другу за счет ответного скачка давления при полностью распряженных пластинах склеры, когда будет происходить не частичное выпрямление волнистости склеральных пластин, а уже прямое растяжение составляющих коллагенового каркаса ФОГ.

В результате из-за текущего повышения ВГД трение между пластинами будет повышаться, а способность склеры к микрофлуктуации резко снизится. ФОГ фактически начнет терять свои функции, а рабочие диапазоны растяжения эластических волокон склеры и возможных микроизменений постоянного внутриглазного объема в норме могут существенно сократиться. Это может произойти не только при ОУГ, но и при ВОГ в глазах с высокой зоной нормы ВГД.

Для того чтобы сделать следующий важный шаг по исследованию физиологической сущности формирования уровня ВГД в норме, при ВОГ и ОУГ, нам необходимо более подробно рассмотреть работу исполнительных механизмов транссклерального оттока ВВ. Заметим, что только у человека и 4-х видов высокообразованных обезьян эволюционно появился дополнительный трабекулярный путь оттока (ТПО) для обеспечения возможности продолжительной работы вблизи, когда основной — увеосклеральный путь оттока (УСПО) — перекрыт [17]. Малоизвестная, но выдающаяся работа А. Вилл (1989) [24] подтверждает эти представления: величина УСПО у обезьян *in vivo* составила 35-60% от всего оттока ВВ. Позднее О. Стачс *et al.* при исследовании аккомодации на обезьянах достоверно выявили факт смещения склеральной шпоры кзади только в момент работы вблизи [25, 26].

Эти факты означают, что ТПО открыт только при работе вблизи, а УСПО открыт только при работе на средних и дальних дистанциях. Исследование Н.В. Косых показало, что при далеко зашедшей глаукоме величина УСПО составляет 80% [27]. А все это вместе означает, что на средних и дальних дистанциях у человека и животных задействован именно УСПО, по которому ВВ попадает в супрахориоидальное пространство и далее дренирует через склеру. Все эти современные исследования величины УСПО *in vivo* говорят о том, что пора расставаться с вековыми представлениями о главенстве в глазу ТПО и необходимо рассматривать этот путь оттока только как дополнительный.

Сама склера бедна кровеносными сосудами [2-5]. Питание склеры происходит в основном за счет нутриентов, которые приносит ВВ в процессе ее дренирования сквозь склеру. Водянистая влага продуцируется отростками цилиарного тела в задней камере глаза и уходит из передней камеры сквозь матрикс ресничной мышцы в супрахориоидальное

пространство и затем через ткань склеры в глазу. На долю этого так называемого транссклерального пути оттока ВВ из глаза, согласно ранним исследованиям, приходится 5-10% от общего объема оттекающей ВВ [28].

Отметим, что имеются и другие исследования проницаемости склеры у человека, в основном *in vitro*, и ее способности к транссклеральному оттоку. Эти исследования особенно активно проводились в Великобритании в 2001-2008 гг. [29-31]. В цикле работ А.М. Нурью *et al.* [29], а также Т.Л. Джексона *et al.* [30, 31] было показано, что проницаемость склеры в разных ее сегментах одинакова. Хотя, на наш взгляд, эти результаты следует перепроверить, поскольку транссклеральный отток ВВ около экватора может быть заметно выше, ведь там склера имеет минимальную толщину.

В этих работах было проведено только одно частное исследование *in vivo*, в котором транссклеральный отток составил 1,5 мкл/мин у молодых людей и снижался до 1,1 мкл/мин у пожилых пациентов, и это также необходимо проверить в более качественном и достоверном эксперименте на большем количестве глаз и при полностью открытом увеосклеральном пути оттока ВВ. Но уровень возможной максимальной проницаемости образцов ткани склеры, оцененный в этих исследованиях, показал значение 4,3 мкл/мин.

Напомним, что в исследованиях А.П. Нестерова с соавт. [32] максимальный объем продукции ВВ в глазу составляет около 4,3 мкл/мин, что практически равно прогнозу англичан по возможному транссклеральному оттоку. Но такое абсолютно полное «экспериментальное» совпадение прогноза английских исследователей с данными А.П. Нестерова с соавт., безусловно, настораживает, поскольку эти исследования в основном были выполнены *in vitro* на энуклеированных глазах.

В первой части этой статьи [1] мы уже обсудили наши результаты, которые показали, что в здоровых глазах до 45 лет ничего не меняется: ригидность, флуктуация и ВГД остаются постоянными. Стало понятно, что микрофлуктуации склеры в систолу-диастолу, несмотря на изменение внутриглазного объема, не приводят к скачкам ВГД в норме. А это означает, что растяжение склеры в физиологически нормальном диапазоне не приводит к увеличению ее ригидности, т. е. физиологическая жесткость глаза в норме не меняется, а растяжение наружного слоя склеры, в котором нет эластических волокон, приводит только к обратимой перестройке каркаса склеры, не меняя заметно ее ригидность.

Относительное количество питательных веществ, доходящих до наружного слоя склеры вместе с ВВ, меньше по сравнению с ее внутренними слоями. Поэтому склера человека стареет быстрее, начиная с ее наружных слоев. Аналог — наша кожа. Но, кроме того, также и старение склеры с возрастом

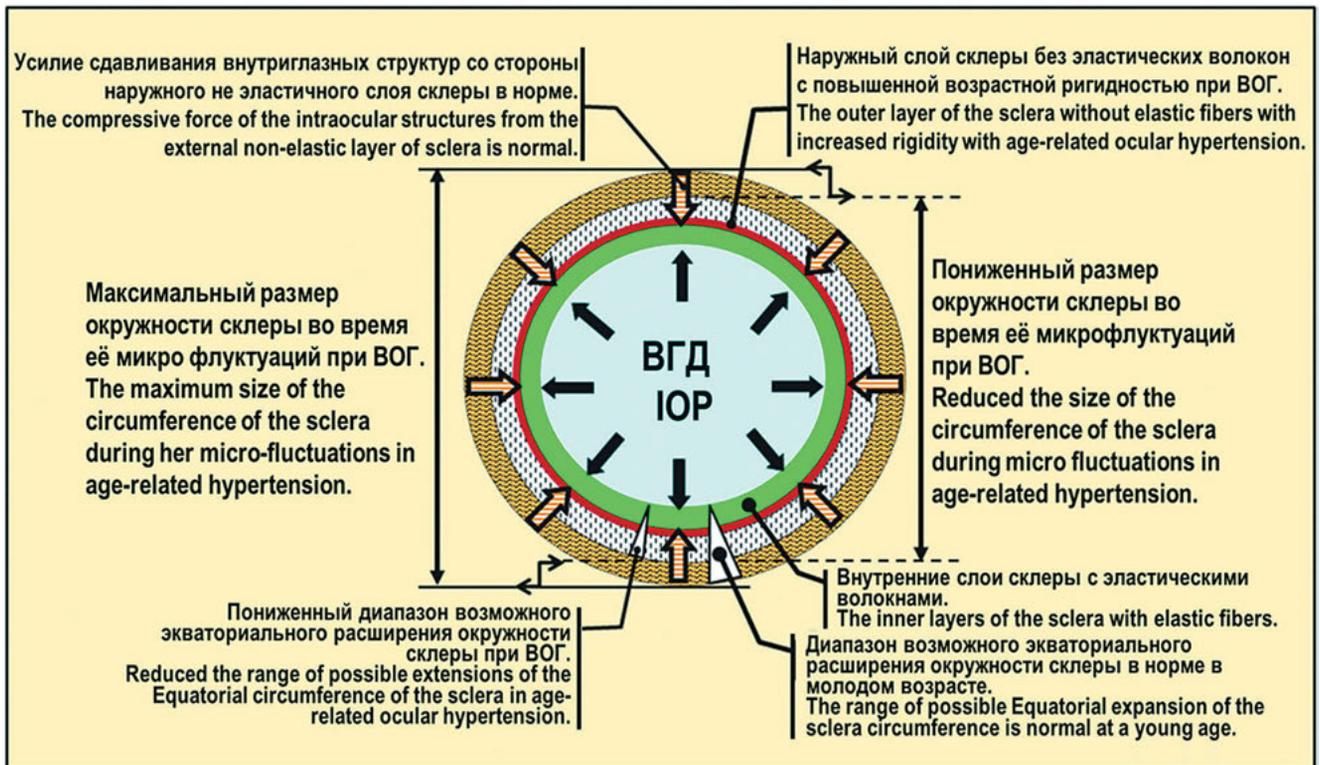


Рис. 8. Схема. Диапазоны возможного экваториального расширения окружности склеры до и после развития в здоровых глазах возрастной офтальмогипертензии

Fig. 8. Scheme. Ranges of possible Equatorial expansion of the sclera circumference before and after the development of age-related ophthalmohypertension in healthy eyes

повышает ее ригидность, превращает склеру в своеобразный «орех» с жесткой наружной скорлупой [33], что приводит к ответному естественному росту ВГД и постепенно выключает из работы «механизма флуктуаций» внутренние слои склеры с пучками эластических волокон, которые прижимаются внутриглазным давлением к жесткому поверхностному слою склеры (рис. 8).

Из рис. 8 видно, что при офтальмогипертензии, в условиях возрастного повышения ригидности ФОГ, диапазон возможного экваториального растяжения окружности склеры снижается, т. е. снижение функциональной способности ФОГ к флуктуации связано напрямую и с процессами старения склеры. При глаукоме этот своеобразный «запас эластичности» склеры теряется вследствие включения в работу двух механизмов: ускоренного развития деструктивных процессов собственно в ткани склеры, а также из-за механического сдвливания (прижатия друг к другу) пучков / пластин соединительнотканых волокон, расположенных в параллельных плоскостях.

На рис. 9 показана схема работы механизма снижения уровня флуктуации склеры при повышении ВГД. Рис. 8 и 9 позволили выявить следующее. Изменение в глазу текущего уровня ВГД связано с двумя причинами.

Первая причина функциональная: временное увеличение или снижение объема глаза приводит к ответному растяжению или сокращению его фиброзной оболочки.

Изменение объема глаза может происходить за счет временного преобладания продукции или оттока ВВ, а также в случаях введения в полость глаза дополнительных лечебных растворов [34] или, например, в случае удаления катарактальных внутрихрусталиковых масс из сумки хрусталика с последующей установкой ИОЛ меньшего объема [35].

2. Что происходит с фиброзной оболочкой глаза при пневмовоздействии?

Мы уже знаем три основополагающих факта.

2.1. Все внутриглазные структуры, включая водянистую влагу, несжимаемы.

2.2. Пневмотонометрия относится к способам измерения ВГД в условиях «закрытой гидравлической системы», поэтому отток (дренирование) ВВ за такое короткое время исследования невозможен.

2.3. Пневмотонометрия обеспечивает минимальную относительную погрешность измерений ВГД (не более 5%) по сравнению со всеми другими способами тонометрии (от 10 до 60%).

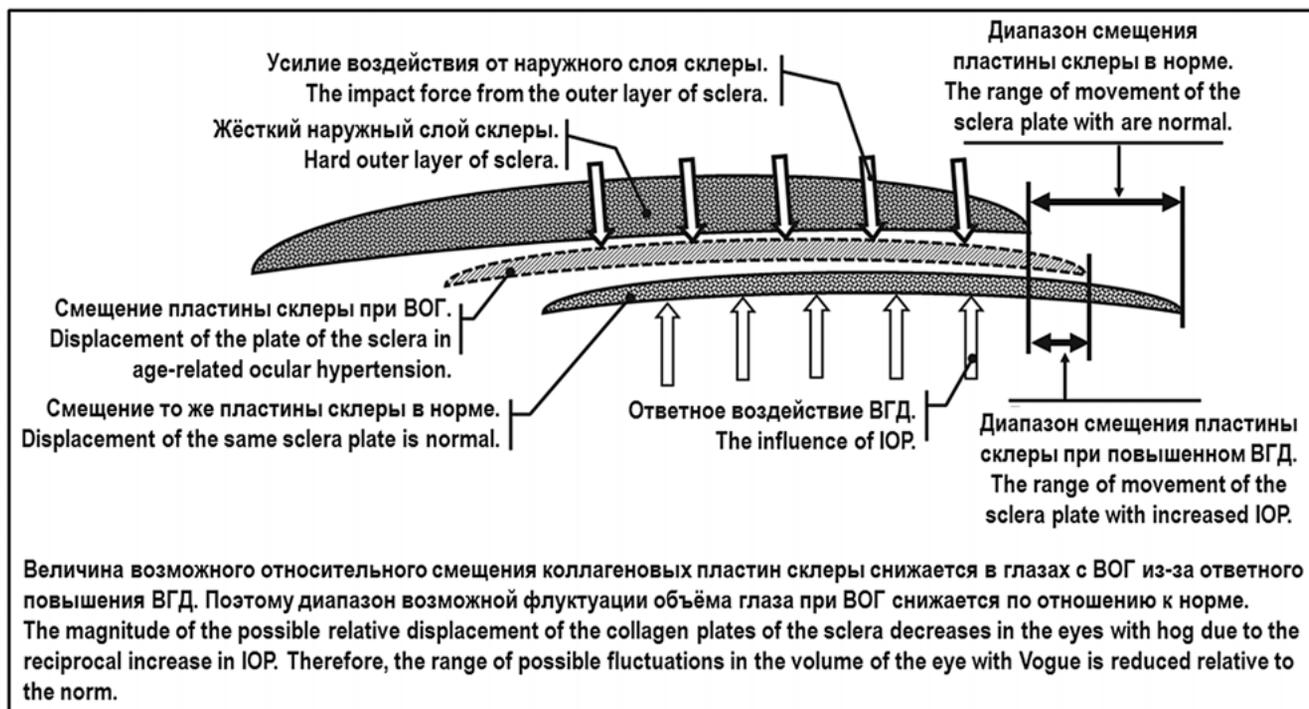


Рис. 9. Снижение диапазона относительного смещения пластин склери и ее флуктуации при возрастной офтальмогипертензии относительно молодого возраста

Fig. 9. Decrease in the range of relative displacement of sclera plates and its fluctuation in age-related ophthalmohypertension at a relatively young age

Эти факты позволяют нам понять, что у пневмотонометрии не только большое будущее из-за высокой точности измерений, но она, оказывается, способна оценивать и физиологические характеристики ФОГ. Это стало возможным благодаря нашей новейшей методике, созданной после проведенного нами апгрейда штатной приборной программы исследований на пневмотонометре с лазерной приставкой ORA [15, 17]. Эта методика также может применяться и в случае использования пневмоанализатора Corvis ST.

Если оценивать вклад роговицы в суммарную объемную ригидность ФОГ в соответствии с площадью ее поверхности, то следует признать, что этот вклад составляет расчетно около 8% от площади поверхности склери. Поэтому основная доля в суммарной объемной ригидности ФОГ принадлежит склере и учитывать текущую объемную ригидность склери при постановке диагноза необходимо.

Из этих рассуждений следует вывод о том, что когда мы продавливаем на пневмотонометре роговицу струей воздуха, то это, по-видимому, не влияет как на суммарное значение объемной ригидности склери, так и на величину ее флуктуации. А как мы уже выяснили ранее, флуктуация — это функциональная способность склери к микроизменениям объема склери за счет работы ее эластических структур. Причем флуктуация зависит не только от текущего объема глаза, но и от величины текущего ВГД [1, 17].

В наших исследованиях также использовался штатный параметр прибора ORA — величина корнеального гистерезиса (КГ) — разница между двумя давлениями на рис. 11:

$КГ = P_2 - P_4$, измеряемыми в моменты прохождения роговицей плоского состояния во время двуправленного процесса аппланации. Разработчики прибора ORA считают, что феномен гистерезиса связан только с вязкоупругими свойствами роговицы, и не учитывают то важнейшее с биомеханической точки зрения обстоятельство, что глаз имеет не бесконечный, а конечный объем, когда импульс энергии от пневмовоздействия фактически передается одновременно на все структуры глаза и, конечно, на склеру. Поэтому показатель КГ в первую очередь характеризует вязкоэластические свойства глаза в целом и является только приблизительной мерой эластичности его фиброзной оболочки, а не только роговицы.

Но что самое главное — параметры ригидности ФОГ и флуктуации склери не зависят от толщины роговицы и поэтому являются более достоверными характеристиками, чем штатный параметр пневмотонометра ORA — корнеальный гистерезис, который не только зависит от толщины роговицы и уровня ВГД, но, как показали наши исследования, в ряде клинических случаев даже дает неверный физиологический результат в части направленности происходящих с ФОГ изменений при ОУГ [15, 17].

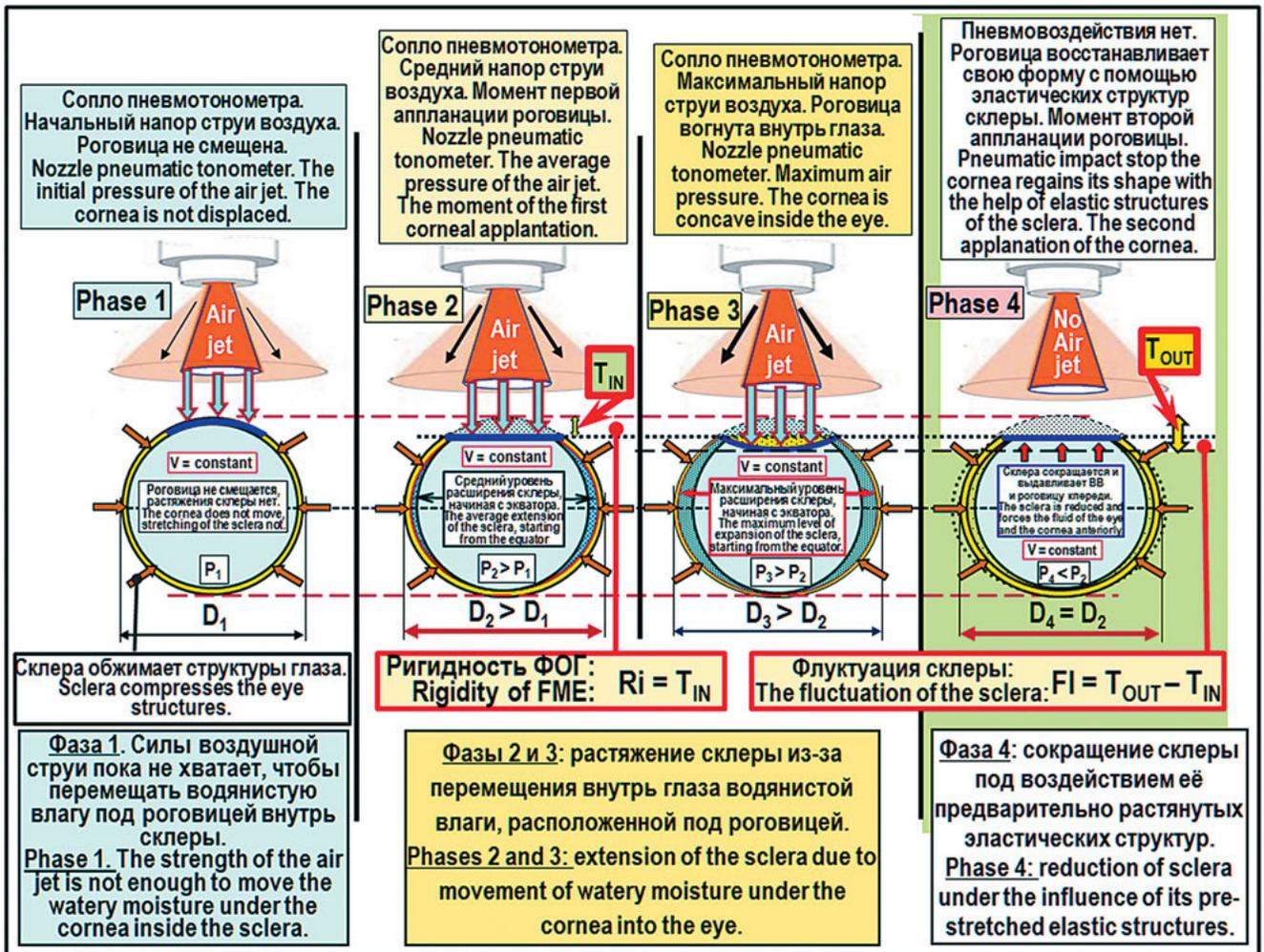


Рис. 10. Схема. Процесс пневмовоздействия на глаз и ответная реакция его фиброзной оболочки в моменты прямой и обратной аппланации и прогиба роговицы. Определение ригидности и флуктуации склеры

Fig. 10. Scheme. The process of pneumo impact on the eyes and the response of its fibrous tunic in moments of both forward and reverse appplanation and deflection of the cornea. Determination of rigidity and fluctuation of sclera

Штатный параметр КГ в пневмоанализаторе ORA, таким образом, не является полностью достоверным и независимым диагностическим параметром. То же относится и к предложенному разработчиками пневмоанализатора ORA учету ригидности собственно роговицы в виде параметра «роговично-компенсированное ВГД» (РПК), который слепо рассчитывается по разнице двух промежуточных давлений, но без всякого учета текущей ригидности и флуктуации склеры! Мы уже писали об этих «парадоксальных воззрениях» разработчиков ORA, которые не вполне соответствуют адекватным с точки зрения механики представлениям. И если сказать объективно и просто, то параметры КГ и РПК не являются полностью достоверными с точки зрения доказательной медицины и могут быть использованы только как описательно-сравнительные для данного пациента во времени.

Лазерная приставка к серийному пневмотонометру фирмы «Reichert» (США) позволила инженерам создать пневмотонометр ORA, на платформе которого мы смогли предложить эту нашу авторскую методику определения ригидности ФОГ и флуктуации склеры, а также уровня ВГД в молодости. Мы хотим подчеркнуть, что методика Кошица - Светловой является принципиально новой и возможность определения этих физиологических характеристик глаза не была заложена разработчиками в пневмотонометр ORA. На схеме рис. 10 представлен процесс пневмовоздействия на глаз и ответная реакция его фиброзной оболочки в моменты прямой и обратной аппланации и прогиба роговицы.

Поскольку длительность всего измерения 20 миллисекунд, то объем глаза за это малое время, как показывают расчеты, не может измениться. Водянистая влага, смещаясь из-под роговицы внутрь

глаза под воздействием струи воздуха, оказывает дополнительное давление на основную функциональную часть его фиброзной оболочки — склеру, которая при этом испытывает микрорастяжение. При этом эластические волокна склеральных пластин растягиваются, волнистость самих пластин уменьшается и происходит накопление структурами склеры потенциальной энергии, которая затем обеспечивает возвращение корнеосклеральной оболочки в исходное состояние после ослабления силы воздушного импульса. В результате склера и роговица восстанавливают свою первоначальную форму: происходит функциональное микросжатие склеры и выдавливание смещенной части водянистой влаги кпереди в исходное расположение под роговицу. Подчеркнем еще раз, что во время всего процесса внутренний объем глаза не изменяется, а изменяется только форма его фиброзной оболочки.

Рассмотрим *рис. 10* более подробно.

Фаза 1. Исходное состояние формы глаза в момент начала кратковременного пневмовоздействия, во время которого объем глаза не успева­ет измениться. Эластические волокна и структуры склеры не растянуты. P_1 — истинное ВГД, соответствующее ВГД по Гольдманну — $ВГД_{ОРА/ГОЛЬД}$.

Фаза 2. Момент первой плоской аппланации, когда роговица становится плоской. Простыми словами — при ВОГ или ОУГ воздуху нужно проделать большую по величине работу, т. е. затратить больше энергии на растяжение оболочки глаза. Поэтому время до первой аппланации роговицы — это мера проделанной воздушной струей работы, т.е. адекватная мера жесткости ФОГ, которую удобно напрямую измерять в миллисекундах: чем больше миллисекунд до первой аппланации роговицы, тем более ригидна склера. Это время T_{IN} может быть выведено в первой модификации пневмотонометра ОРА на печать и соответствует текущей ригидности (жесткости) ФОГ. Из-за постепенно возрастающего напора воздушной струи при пневмовоздействии роговица при этом продолжает продавливаться кзади, перемещая расположенную под ней водянистую влагу внутрь глаза.

Поскольку в глазу все структуры несжимаемы, то смещение ВВ под роговицей неминуемо приводит к растяжению склеры. При этом эластические волокна и фибробласты склеры растягиваются, волнистость склеральных пластин уменьшается. Внутренний объем глаза при этом не изменяется, однако изменяется форма его фиброзной оболочки. Давление P_2 в глазу возрастает из-за необходимости дополнительного растяжения структур склеры, поэтому $P_2 > P_1$. И здесь стоит отметить, что при дополнительном растяжении структур склеры уровень ее ригидности в норме слегка увеличивается, поэтому ответно и уровень ВГД чуть-чуть возрастает. Но очень важно понимать, что в норме

это малозаметные изменения, поскольку мы их не замечаем даже при физиологическом увеличении объема глаза во время прохождения пульсовой волны: в эти моменты объем сосудов хориоидеи мгновенно скачкообразно растет и затем также скачкообразно снижается. Таким образом, ФОГ нивелирует в норме пульсовые колебания объема глаза. И это ее важное функциональное свойство.

Фаза 3. Момент максимального смещения роговицы кзади на «пике» пневмовоздействия. В этот момент пневмовоздействие далее не увеличивается, а начинает постепенно снижаться. Эластические волокна склеры растянуты максимально, волнистость склеральных пластин минимальна. Внутренний объем глаза не изменился. Но рассмотрим и другие особенности фазы 3 на *рис. 10*. При возрастании ригидности ФОГ с возрастом ее способность к нивелированию пульсовой волны падает (оболочка хуже растягивается), и пациенты с уже относительно высокой ригидностью склеры начинают замечать «биение пульса в глазу».

Для поликлинического врача это первый важнейший «сигнал» об относительно высокой индивидуальной ригидности склеры и необходимости проведения направленной диагностики по определению ее ригидности и флуктуации, поскольку функции склеры явно заметно упали. Но при этом нужно обязательно учитывать величину фонового значения АД, поскольку ВГД даже в здоровом глазу с ВОГ повышается с увеличением АД [36, 37]. Повышение среднего индивидуального уровня АД означает, что у этого пациента увеличилась ригидность стенки сосудов, т.е. процесс общего старения организма уже запущен. И практикующему врачу надо с помощью современной диагностики понять, насколько уровень текущего старения глаза (уровень ригидности и флуктуации ФОГ) опережает возраст при ВОГ и ОУГ. И архаичное измерение уровня ВГД в этом не поможет. Нужны более тонкие современные методы диагностики. И эти новые «диагностические шаги» мы обсудим чуть позже, а сейчас продолжим.

Нарастание напора воздушной струи пневмотонометра позволяет выполнить работу по расширению склеры на величину объема смещаемой под роговицей ВВ. В глазу с ВОГ или ОУГ ригидность ФОГ уже повышена, поэтому нужно большее усилие, чтобы растянуть на ту же величину более жесткую оболочку глаза. Время T_{IN} от начала пневмовоздействия до момента первой плоской аппланации роговицы адекватно определяет *in vivo* объемную ригидность (жесткость на растяжение) фиброзной оболочки глаза, поскольку время — это мера работы, выполненной для растяжения склеры. В молодом (мягком) глазу это время минимально, а при высокой ригидности склеры в далеко зашедшей и терминальной стадии ОУГ — максимально.

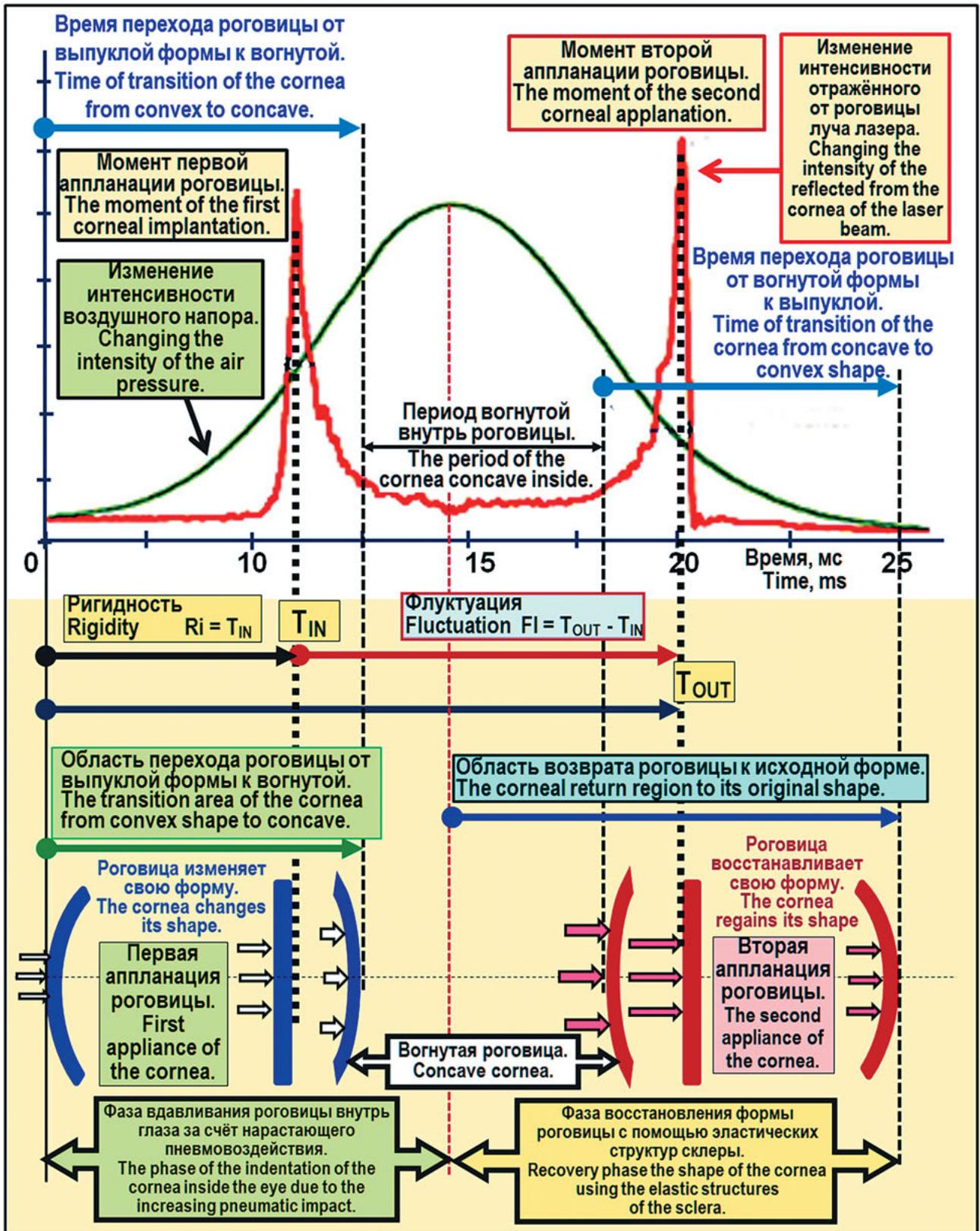


Рис. 11. Схема. Изменение силы воздействия струи воздуха на роговицу и ответное изменение ее формы в процессе измерений на пневмоанализаторах ORA и Corvis ST

Fig. 11. Scheme. Changing the force of the air jet on the cornea and the reciprocal change in its shape during measurements on pneumatic analyzers ORA and Corvis ST

Однако вся водянистая влага из-под роговицы переместилась в сторону склеры, что вызвало ее дополнительное растяжение. Диаметр склеры D_3 у экватора, а также давление P_3 в глазу максимальны из-за максимального растяжения склеры, причем $D_3 > D_2$, а $P_3 > P_2$.

Здесь мы обратим внимание практикующего офтальмолога на одну важную механическую особенность ФОГ. Дело в том, что уровень механических напряжений в цилиндрической оболочке под внутренним давлением в поперечном направлении в два раза больше, чем в продольном. Это закон механики. И хотя глаз имеет не цилиндрическую, а слабо эллипсоидную форму, но разрыв ФОГ будет всегда происходить в продольном направлении и линия разреза всегда будет проходить вдоль меридиана, начиная с экватора.

Во многом из-за такого распределения механических напряжений фиброзная оболочка имеет минимальную толщину 0,3-0,4 мм в районе экватора и во время хирургических воздействий надо хорошо понимать, где и как наиболее рационально наносить склеральные или роговичные, в том числе — и самогерметизирующиеся надрезы [38]. Для темы нашего обсуждения сейчас надо понимать, что микрорасширение склеры при увеличении объема глаза будет происходить в первую очередь в области экватора, где толщина склеры наиболее тонкая, даже часто меньше толщины роговицы.

Фаза 4. Пневмовоздействие постепенно снижается и роговица проходит момент своей второй (обратной) плоской аппланации. Роговица при этом НЕПРЕРЫВНО движется кпереди (рис. 10, 11). Если от общего времени до момента достижения второго уплощения роговицы T_{OUT} отнять время достижения первого уплощения T_{IN} , то полученная разница в виде времени $T_0 = T_{OUT} - T_{IN} =$ флуктуация склеры будет в общем определять эффективность работы эластических структур склеры, которые будут восстанавливать первоначальную форму ФОГ, сжимая склеру и ВВ для выпячивания роговицы в исходное положение. Время отклика T_0 между первой и второй плоской аппланацией роговицы адекватно определяет функциональную способность склеры обеспечивать микрофлуктуации объема фиброзной оболочки глаза, т. е. является

Литература

1. Кошиц И.Н., Светлова О.В. О физиологической сущности внутриглазного давления. Часть 1. Критерии: ВГД, ригидность и флуктуация. *Национальный журнал глаукома*. 2019; 18(1):59-72.
2. Вит В.В. Строение зрительной системы человека. Одесса: Астропринт; 2003. 655 с.
3. Светлова О.В., Кошиц И.Н., Рябцева А.А., Макаров Ф.Н., Засеева М.В., Мустяца В.Ф. Роль ригидности фиброзной оболочки глаза и флуктуации склеры в ранней диагностике открытоугольной глаукомы. *Офтальмологический журнал*. 2010; 6:76-88.
4. Светлова О.В., Кошиц И.Н. Физиологические функции фиброзной оболочки глаза и их исполнительные механизмы. Нормальная и патологическая физиология глаза: учебное пособие. СПб.: Изд-во СЗГМУ им. И.И. Мечникова; 2014. 64 с.

критерием оценки функции склеры при текущем уровне ВГД P_1 . Именно эту функцию необходимо восстанавливать при ОУГ и поддерживать при ВОГ.

Диаметр склеры D_4 у экватора опять становится равен диаметру $D_4 = D_2$, как и при первой плоской аппланации, однако давление $P_4 < P_2$ в глазу остается частично сниженным из-за более продолжительных по времени переходных процессов в глазу, чем общее время пневмовоздействия 20 мс. Процесс воздействия пневмоимпульса на глаз проиллюстрирован также на рис. 11. Если внимательно рассмотреть процессы на рис. 11, то можно увидеть, что уровень флуктуации, т. е. сохранение склерой своей способности к функциональному сокращению, можно наиболее точно определять по «времени перехода роговицы от вогнутой формы к выпуклой» (см. синюю стрелку вверху справа).

Однако это станет возможным только при последующей модификации прибора ОРА, причем технически возможность уже заложена в приборе, поэтому выполнить это по-настоящему просто и можно вывести и чистое «время возврата» на печать в протоколе обследования. А пока этого нет, то мы сможем воспользоваться оценкой остаточных свойств склеры к функциональному сокращению по величине флуктуации $F1 = T_{out} - T_{in}$, поскольку эта разница во времени хода роговицы туда-обратно в большей степени учитывает и работу эластических волокон и фибробластов склеры. Следует особо отметить, что сегодняшние возможности пневмоанализатора Corvis ST уже позволяют сделать оценку уровня флуктуации склеры не менее точно, чем на пневмоанализаторе ОРА.

Таким образом, во второй части статьи мы выяснили, какова роль флуктуации склеры в обеспечении постоянства ежесуточного объема протекающей через глаз водянистой влаги. На наш взгляд, самое важное, что следует отметить — это понимание того, что при ВОГ или ОУГ необходимо в первую очередь восстанавливать функции склеры, что будет физиологически обоснованным профилактическим или лечебным воздействием.

В третьей части статьи мы выясним, как с помощью пневмоанализаторов ОРА или Corvis ST достоверно поставить диагноз: возрастная офтальмогипертензия или открытоугольная глаукома.

References

1. Koshits I.N., Svetlova O.V. The essence of the physiological intraocular pressure. Part 1. Criteria: IOP, rigidity and fluctuation. *National Journal Glaucoma*. 2019; 18(1):59-72. (In Russ.).
2. Vit V.V. Stroenie zritel'noi sistemy cheloveka. [The Structure of the human visual system]. Odessa: Astroprint; 2003. 655 p. (In Russ.).
3. Koshits I.N., Svetlova O.V., Ryabtseva A.A., Makarov F.N., Zaseeva M.V., Mustyatsa V. F. The role of rigidity of the eye fibrous coat and scleral fluctuation in the early diagnosis of open-angle glaucoma. *Oftal'mologicheskij zhurnal*. 2010; 6:76-88. (In Russ.).
4. Svetlova O.V., Koshits I.N. Fiziologicheskie funktsii fibroznoi obolochki glaza i ikh ispolnitel'nye mekhanizmy. Normal'naya i patologicheskaya fiziologiya glaza: uchebnoe posobie. [Physiological functions of the fibrous tunic of the eye and their Executive mechanisms. Normal

5. Светлова О.В., Дроздова Г.А., Балашевич Л.И., Засеева М.В., Рябцева А.А., Макаров Ф.Н., Кошиц И.Н. Морфофизиологические особенности строения склеры глаза человека как ключевого звена в формировании уровня внутриглазного давления в норме и при глаукоме. *Морфология*. 2009; 5(136):5-10.
6. Николаева Т.Э. Гистологические, гистохимические и электронно-микроскопические исследования склеры при миопии: Дисс. ... канд. мед. наук. М.; 1974. 216 с.
7. Волоколакова Р.Ю. Структурные биомеханические и биохимические свойства склеры и их значение в патогенезе прогрессирующей миопии: Дис. ... канд. мед. наук. Рига; 1980. 214 с.
8. Андреева Л.Д. Структурные особенности склеры при миопии и эмметропии: Дис. ... канд. биол. наук. М.; 1981. 171 с.
9. Кошиц И.Н., Светлова О.В., Гусева М.Г., Певко Д.В., Эгембердиев М.Б. Особенности прохождения света через преломляющие структуры глаза. *Офтальмологический журнал*. 2017; 4(477):60-73.
10. Кошиц И.Н., Светлова О.В., Гусева М.Г. Оптика передней части глаза и хрусталика. В кн.: Ерошевские чтения-2017. Сб. научн. труд. Самара; 2017: 570-580.
11. <https://essilor.es/wp-content/uploads/2016/09/Corvis.pdf>
12. Roberts C. Two novel stiffness parameters for the Corvis® ST.mp4. <https://youtu.be/5qY3at8L3Ds>.
13. Abbas Bagheri, Mohadeseh Feizi, Aliakbar Shafi, Amir Faramarzi, Mehdi Tavakoli, Shahin Yazdani. Effect of cycloplegia on corneal biometrics and refractive state. *J Ophthalmic Vis Res*. 2018; 13(2):101-109. [Downloaded free from <http://www.jovr.org> on Tuesday, April 10, 2018, IP: 177.75.207.226]
14. Ambrósio R., Correia F.F., Lopes B., Salomão M.Q., Luz A., Dawson D.G., Elsheikh A., Vinciguerra R., Vinciguerra P., Roberts C.J. Corneal biomechanics in ectatic diseases: refractive surgery implications. *Open Ophthalmology J*. 2017; 11(Suppl. 1, M2):176-193.
15. Светлова О.В., Балашевич Л.И., Засеева М.В., Макаров Ф.Н., Кошиц И.Н. Физиологическая роль ригидности склеры в формировании уровня внутриглазного давления в норме и при глаукоме. *Глаукома*. 2010; 1:26-40.
16. Feltgen N., Leifert D., Funk J. Correlation between corneal thickness, applanation tonometry, and direct intracameral IOP readings. *Br J Ophthalmol*. 2001; 85:85-87.
17. Светлова О.В. Функциональные особенности взаимодействия склеры, аккомодационной и дренажной систем глаза при глаукомной и миопической патологии: Дис. ... д-ра мед. наук. М.; 2010. 185 с.
18. Kanai A., Kaufman H.E. Electron microscopic studies of the elastic fiber in human sclera. *Invest Ophthalmol*. 1972; 11(10):816-821.
19. Светлова О.В., Кошиц И.Н., Дроздова Г.А. Взаимодействие механизмов оттока водянистой влаги и аккомодации при миопии и глаукоме. Патологическая физиология глаза. СПб.: Изд-во СЗГМУ им. И.И. Мечникова; 2016. 160 с.
20. Luis Carlos Saiz, Javier Gorricho, Javier Garjón, M^o Concepción Celaya, Juan Erviti, Leire Leache. Blood pressure targets for the treatment of people with hypertension and cardiovascular disease. *Cochrane Systematic Review*. Intervention Version published: 20 July 2018 <https://www.rmj.ru/news/optimalnyy-tselevoy-uroven-arterialnogo-davleniya-135-85-mm-rt-st-#ixzz5O8k1WnGS>
21. Волков В.В. Блеск и нищета современной фармакотерапии. Всероссий. конф., посв. 25-летию СПб. филиала ФГБУ «МНТК МГ». СПб.; 2012.
22. Светлова О.В., Рябцева А.А., Кошиц И.Н., Макаров Ф.Н., Гусева М.Г., Засеева М.В. О выборе эффективной стратегии и тактики в ранней диагностике, профилактике и лечении открытоугольной глаукомы. Часть 1. Состояние вопроса и исходные предпосылки. *Офтальмол журн*. 2014; 2(457):118-133.
23. Светлова О.В., Рябцева А.А., Кошиц И.Н., Макаров Ф.Н., Гусева М.Г., Засеева М.В. О выборе эффективной стратегии и тактики в ранней диагностике, профилактике и лечении открытоугольной глаукомы. Часть 2. Теория и практика. Новая медицинская технология. *Офтальмол журн*. 2014; 3(458):104-118.
24. Bill A. Uveoscleral drainage of aqueous humor: physiology and pharmacology. *Prog Clin Biol Res*. 1989; 312: 417-427.
25. Stachs O., Guthoff R., Ludvig K. Monitoring the human ciliary muscle function during accommodation. *Curr Aspects of Human Accommodation II*. Heidelberg: Kaden Verlag; 2003: 105-118.
- and pathological physiology of the eye: a textbook]. St. Petersburg: Publishing house of North-Western State Medical University after name I.I. Mechnikov; 2014. 64 p. (In Russ.).
5. Svetova O.V., Drozdova G.I., Balashevich L.I., Zaseeva M.V., Ryabtseva A.A., Makarov F.N., Koshits I.N. Morpho-physiological features of the structure of the human eye sclera as a key link in the formation of the level of intraocular pressure in normal and glaucoma. *Morphology*. 2009; 5(136):5-10. (In Russ.).
6. Nikolaeva T.E. Histological, histochemical and electron microscopic studies of sclera in myopia: Theses ... Med. Sci. PhD. Moscow; 1974. 216 p. (In Russ.).
7. Volokolakova R.Yu. Structural biomechanical and biochemical properties of sclera and their significance in the pathogenesis of progressive myopia: Theses ... Med. Sci. PhD. Riga; 1980. 214 p. (In Russ.).
8. Andreeva L.D. Structural features of sclera in myopia and emmetropia: Theses ... Biol. Sci. PhD., Moscow; 1981. 171 p. (In Russ.).
9. Koshits I.N., Svetlova O.V., Guseva M.G., Pivko D.V., Egemberdiyev M.B. Features of light passing through the refractive structures of the eye. *Ophthalmological Journal*. 2017; 4(477):60-73. (In Russ., in English).
10. Koshits I.N., Svetlova O.V., Guseva M.G. Optics of the front part of the eye and lens. In: Eroshevskie chteniya-2017. Sat. scientific. labour. ophthalmol. Conf. international. Samara; 2017: 570-580. (In Russ.).
11. <https://essilor.es/wp-content/uploads/2016/09/Corvis.pdf>
12. Roberts C. Two novel stiffness parameters for the Corvis® ST.mp4. <https://youtu.be/5qY3at8L3Ds>.
13. Abbas Bagheri, Mohadeseh Feizi, Aliakbar Shafi, Amir Faramarzi, Mehdi Tavakoli, Shahin Yazdani. Effect of cycloplegia on corneal biometrics and refractive state. *J Ophthalmic Vis Res*. 2018; 13(2):101-109. [Downloaded free from <http://www.jovr.org> on Tuesday, April 10, 2018, IP: 177.75.207.226]
14. Ambrósio R., Correia F.F., Lopes B., Salomão M.Q., Luz A., Dawson D.G., Elsheikh A., Vinciguerra R., Vinciguerra P., Roberts C.J. Corneal biomechanics in ectatic diseases: refractive surgery implications. *Open Ophthalmology J*. 2017; 11(Suppl. 1, M2):176-193.
15. Svetlova O.V., Balashevich L.I., Zaseeva M.V., Makarov F.N., Koshits I.N. The physiological role of the rigidity of the sclera in forming the level of intraocular pressure in normal and glaucoma. *Glaucoma*. 2010; 1:26-40. (In Russ.).
16. Feltgen N., Leifert D., Funk J. Correlation between corneal thickness, applanation tonometry, and direct intracameral IOP readings. *Br J Ophthalmol*. 2001; 85:85-87.
17. Svetlova O.V. Functional features of interaction of sclera, accommodation and drainage systems of the eye in glaucoma and myopic pathology: Theses ... Med. Sci. D. Moscow; 2010. 185 p. (In Russ.).
18. Kanai A., Kaufman H.E. Electron microscopic studies of the elastic fiber in human sclera. *Invest Ophthalmol*. 1972; 11(10):816-821.
19. Svetlova O.V., Koshits I.N., Drozdova G.A. The interaction mechanisms of the outflow of the aqueous humour and accommodation in myopia and glaucoma. *Pathological physiology of the eye*. St. Petersburg: Publishing of Mechnikov North-Western Medical University; 2014.160 p. (In Russ.).
20. Luis Carlos Saiz, Javier Gorricho, Javier Garjón, M^o Concepción Celaya, Juan Erviti, Leire Leache. Blood pressure targets for the treatment of people with hypertension and cardiovascular disease. *Cochrane Systematic Review*. Intervention Version published: 20 July 2018 <https://www.rmj.ru/news/optimalnyy-tselevoy-uroven-arterialnogo-davleniya-135-85-mm-rt-st-#ixzz5O8k1WnGS>
21. Volkov V.V. Brilliance and poverty of modern pharmacotherapy. Vseross. Conf., The 25th anniversary of Saint-Petersburg. branch of the «MNTK MG». Saint-Petersburg; 2012. (In Russ.).
22. Svetlova O.V., Ryabtseva A.A., Koshits I.N., Makarov F.N., Guseva M.G., Zaseeva M.V. On the choice of an effective strategy and tactics in the early diagnosis, prevention and treatment of open-angle glaucoma. Part 1. Status and background. *Oftalmol Zh*. 2014; 2(457):118-133. (In Russ., in English).
23. Svetlova O.V., Ryabtseva A.A., Koshits I.N., Makarov F.N., Guseva M.G., Zaseeva M.V. On the choice of an effective strategy and tactics in the early diagnosis, prevention and treatment of open-angle glaucoma. Part 2. Theory and practice. New medical technology. *Oftalmol. Zh*. 2014; 3(458):104-118. (In Russ., in English).
24. Bill A. Uveoscleral drainage of aqueous humor: physiology and pharmacology. *Prog Clin Biol Res*. 1989; 312: 417-427.
25. Stachs O., Guthoff R., Ludvig K. Monitoring the human ciliary muscle function during accommodation. *Curr Aspects of Human Accommodation II*. Heidelberg: Kaden Verlag; 2003: 105-118.

26. Stachs O., Martin H., Kirchhof A., Stave J., Terwee T., Guthof R. Monitoring accommodative ciliary muscle function using three-dimensional ultrasound. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2002; 240: 906-912.
27. Косых Н.В. Хирургическая активизация внедренного оттока внутриглазной жидкости при глаукоме: Дис... д-ра мед. наук. Омск; 1992. 215 с.
28. Черкасова И.Н., Воропай О.А. Экспериментальное определение функциональной роли различных путей оттока внутриглазной жидкости. *Вестник офтальмолог.* 1977; 4:6-9.
29. Noury A.M., Jackson T.L., Hodgetts A., Marshall J. Hydraulic conductivity of sclera as a function of age. *ARVO abstract* 2001.
30. Jackson T.L., Hussain A., Morley A.M.S. et al. Scleral hydraulic conductivity and macromolecular diffusion in patients with uveal effusion syndrome. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2008; 49:5033-5040.
31. Jackson T.L., Hussain A., Noury A.M.S. et al. Human scleral hydraulic conductivity: age-related changes, topographical variation, and potential scleral outflow facility. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2006; 47:4942-4946.
32. Нестеров А.П., Бунин А.Я., Кацнельсон Л.А. Внутриглазное давление. *Физиология и патология.* 1974. 238 с.
33. Кошиц И.Н., Светлова О.В., Котляр К.Е., Макаров Ф.Н., Смольников Б.А. Биомеханический анализ традиционных и современных представлений о патогенезе первичной открытоугольной глаукомы. *Глаукома.* 2005; 1:41-62.
34. Куроедов А.В. и др. Влияние интравитреального введения anti-VEGF препаратов на показатели офтальмотонуса у пациентов с классическими и скрытыми хориоидальными неоваскулярными мембранами. *РМЖ. Клиническая офтальмология.* 2018; 2: 102-107.
35. Чубарь В.С. Возможности факоэмульсификации катаракты в нормализации внутриглазного давления при начальной стадии открытоугольной глаукомы на фоне псевдоэкзофиативного синдрома. Дисс. ... канд. мед. наук. М.; 2016. 216 с.
36. Кунин В.Д. Исследование кровообращения глаз и его значение в диагностике, лечении и прогнозе первичной открытоугольной глаукомы и ее разновидностей: Дисс. ... д-ра мед. наук. М., 2003.
37. Кунин В. Д. Офтальмотонография в изучении гемодинамики глаз у здоровых лиц в зависимости от возраста и уровня артериального давления. *Вестник офтальмолог.* 2000; 6:33-35.
38. Красницкая С.А., Смольников Б.А., Светлова О.В., Засеева М.В., Котляр К.Е., Кошиц И.Н. Биомеханическая оценка рациональной ориентации непроникающих склеральных гипотензивных разрезов. В кн.: Биомеханика глаза-2005. МНИИ ГБ им. Гельмгольца. М.; 2005: 103-111.
26. Stachs O., Martin H., Kirchhof A., Stave J., Terwee T., Guthof R. Monitoring accommodative ciliary muscle function using three-dimensional ultrasound. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2002; 240: 906-912.
27. Kosykh N.V. Surgical vnutrennego intensification of the outflow of intraocular fluid in glaucoma: Theses ... Med. Sci. D. Omsk; 1992. 215 p. (In Russ.).
28. Cherkasova I.N., Voropay O.A. Experimental determination of the functional role of various ways of outflow of intraocular fluid. *Vestn. ophthalmol.* 1977; 4:6-9. (In Russ.).
29. Noury A.M., Jackson T.L., Hodgetts A., Marshall J. Hydraulic conductivity of sclera as a function of age. *ARVO abstract* 2001.
30. Jackson T.L., Hussain A., Morley A.M.S. et al. Scleral hydraulic conductivity and macromolecular diffusion in patients with uveal effusion syndrome. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2008; 49:5033-5040.
31. Jackson T.L., Hussain A., Noury A.M.S. et al. Human scleral hydraulic conductivity: age-related changes, topographical variation, and potential scleral outflow facility. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2006; 47:4942-4946.
32. Nesterov A.P., Bunin A.I., Katsnelson, L.A. Vnutriglaznoe davlenie. *Fiziologiya i patologiya.* [Intraocular pressure. Physiology and pathology]. 1974. 238 p. (In Russ.).
33. Koshits I.N., Svetlova O.V., Kotlyar K.E., Makarov F.N., Smolnikov B.A. Biomechanical analysis of traditional and modern concepts of the pathogenesis of primary open-angle glaucoma. *Glaucoma.* 2005; 1:41-62. (In Russ.).
34. Kuroedov A.V. et al. The effect of intravitreal injection of anti-VEGF drugs on the indices of intraocular pressure in patients with classic and hidden choroidal neovascular membranes. *RMG Clinical ophthalmology.* 2018; 2:102-107. (In Russ.).
35. Chubar V.S. Possibilities of cataract phacoemulsification in normalization of intraocular pressure at the initial stage of open-angle glaucoma against the background of pseudoexfoliative syndrome. Theses ... Med. Sci. PhD. Moscow; 2016. 216 p. (In Russ.).
36. Kunin V.D. Study of blood circulation in the eyes and its importance in the diagnosis, treatment and prognosis of primary open-angle glaucoma and its varieties: Theses ... Med. Sci. D. Moscow; 2003. 247 p. (In Russ.).
37. Kunin V.D. Ophthalmotonography in the study of hemodynamics of the eye in healthy individuals, depending on age and level of blood pressure. *Vestn. ophthalmol.* 2000. 6:33-35. (In Russ., in English).
38. Krasnitskaya S.A., Smolnikov B.A., Svetlova O.V., Zaseeva M.V., Kotlyar K.E., Koshits I.N. Biomechanical evaluation of rational orientation of non-penetrating scleral hypo-tensive incisions. In: Biomechanics of the eye-2005. Helmholtz Eye Institute. Moscow; 2005: 103-111. (In Russ.).

Поступила / Received / 23.03.2019



Уважаемые читатели!

Вы можете оформить подписку на журнал

«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ЖУРНАЛ ГЛАУКОМА»

по каталогу «Газеты и журналы» агентства
Роспечать в любом отделении связи.

Подписной индекс:

37353