

ОБОСНОВАНИЕ НОВОГО СПОСОБА ДИАГНОСТИКИ МИКРОЦИРКУЛЯТОРНОЙ ИШЕМИИ ЦИЛИАРНОГО ТЕЛА ПУТЕМ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОНИЖЕННОГО УРОВНЯ ДИАСТОЛИЧЕСКОГО ПЕРФУЗИОННОГО ДАВЛЕНИЯ В ЕГО МЕТАРТЕРИОЛАХ

© 2018 г. А.Г. Ковальчук

*Институт глазных болезней и тканевой терапии им. В.П.Филатова НАМН Украины,
Одесса, 65061, Французский бульвар, 49/51, Украина*

E-mail: alkov7@gmail.com

Поступила в редакцию 26.12.17 г.

Теоретически обоснована возможность диагностики микроциркуляторной ишемии цилиарного тела путем определения пониженного (ниже 35,0 мм рт.ст.) уровня диастолического перфузионного давления глаза в его метартериолах. Оно соответствует уровню повышения внутриглазного давления, вызванного локальной вакуум-компрессией глазного яблока, при котором реографически регистрируется снижение амплитуды пульсовых колебаний кровенаполнения. Согласно полезной модели путем применения перилимбального вакуум-компрессионного кольца оригинальной конструкции (пат. UA 112192) с установленными в основании реографическими электродами диастолическое перфузионное давление глаза определяется только в артериолах, входящих в региональную систему микроциркуляции цилиарного тела, на период проведения исследования кратковременно соразмерно снижаются продукция и отток водянистой влаги с сохранением неизменного объема глазного яблока, расчет уровня повышения внутриглазного давления по степени приложенного вакуума VAC и диаметру глазного яблока D проводится по формуле $K \frac{VAC}{D^4}$, где коэффициент K определяется размерами конкретного образца вакуум-компрессионного кольца.

Ключевые слова: окуло-осциллодинамография, перфузионное давление глаза, локальная вакуум-компрессия глазного яблока, микроциркуляторная ишемия цилиарного тела, реофтальмография.

DOI: 10.1134/S000630291804018X

Течение и исход глазных заболеваний в значительной степени определяются степенью нарушения внутриглазного кровообращения. Уровень кровоснабжения глаза зависит от перфузионного давления (ПДГ) в интраокулярных сосудах, которое в свою очередь, с одной стороны, зависит от величины системного артериального давления (АД), а с другой стороны – от сопротивления внутриглазных кровеносных сосудов и уровня внутриглазного давления (ВГД).

Перфузионное давление представляет собой разность давления в питающих артериальных сосудах и локального тканевого давления и характеризует интенсивность метаболического обмена между кровью и тканями [1]. Понятие

перфузионного давления имеет смысл только применительно к системе сосудистой микроциркуляции, состоящей из капилляров диаметром 5–30 мкм и артериол и венул диаметром до 100 мкм, потому что только в системе сосудистой микроциркуляции осуществляется реальный метаболический обмен между кровью и тканями. В 70-х годах прошлого столетия впервые был предложен термин микроциркуляторной или микрососудистой ишемии для описания миокардиальной ишемии у пациентов со стенокардией при отсутствии ангиографических признаков поражения крупных коронарных сосудов [2]. Позднее было установлено, что этот вид ишемии обусловлен микрососудистой дисфункцией, приводящей к нарушению кровотока в микроциркуляторном русле миокарда.

Система кровоснабжения глаза устроена таким образом, что крупные сосуды входят в глазное яблоко с его заднего полюса и идут

Сокращения: ПДГ – перфузионное давление глаза, АД – артериальное давление, ВГД – внутриглазное давление, ПЦА – передние цилиарные артерии, ООДГ – окуло-осцилло-динамография.

кпереди, постепенно уменьшаясь в диаметре, при этом в них соответственно с уменьшением диаметра снижается артериальное давление. Сосудистую систему цилиарного тела, являющуюся передним краем сосудистой оболочки глаза, формируют одиннадцать мелких артерий диаметром менее 100 мкм [3]: семь передних цилиарных артерий от наружных прямых мышц (одна от наружной прямой и по две от остальных прямых мышц) и четыре от двух задних длинных цилиарных артерий (каждая задняя длинная цилиарная артерия делится на две веточки перед тем как войти в цилиарное тело). Для сравнения диаметр центральной артерии сетчатки составляет $163,0 \pm 17,0$ мкм [4], глазной артерии – $1,14 \pm 0,26$ мм [5]. Сосудистая система цилиарного тела является единственным участком сосудистой оболочки, состоящим только из капилляров и мелких сосудов диаметром менее 100 мкм, поэтому является удобным объектом для исследования внутриглазной сосудистой микроциркуляции. Рядом авторов было установлено, что из общей резистентности сосудистой системы 70% приходится на сопротивление концевых артерий и артериол диаметром 30–100 мкм (резистивные сосуды) и капилляров диаметром 5–30 мкм (обменные сосуды), 20% – на артерии, 10% – на вены [1,6,7]. При этом основное сопротивление току крови возникает в артериолах. Об этом свидетельствует тот факт, что давление крови на коротком протяжении артериолы (1–2 мм) снижается на 30–40 мм рт. ст. И.М. Сеченов называл артериолы «кранами сердечно-сосудистой системы». Открытие этих «кранов» увеличивает приток крови в капилляры соответствующей области, повышает в них перфузионное давление и улучшает трофику тканей, а закрытие резко ухудшает кровообращение в соответствующей области сосудистой микроциркуляции. Учитывая большую функциональную нагрузку на артериолы, в них более вероятно развитие начальных нарушений регулирования просвета и (или) незначительных патологических изменений в оболочках, которые могут вести к существенному повышению сопротивления току крови, ведущему к снижению перфузионного давления на уровне капилляров, ишемии тканей с последующим развитием в них дистрофических изменений и нарушением функций. Это делает актуальным поиск новых методов определения ПДГ на уровне микроциркуляторного русла как наиболее чувствительных в диагностике ишемии внутриглазных тканей.

В терминальных артериолах (метартериолах), переходящих в капиллярную сеть, разница в величине систолического и диастолического

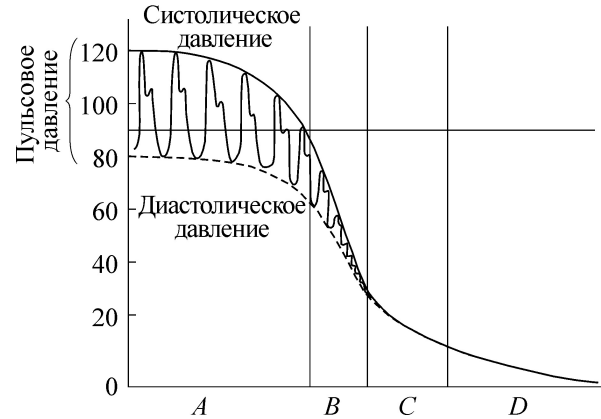


Рис. 1. Изменение величины среднего кровяного давления и пульсового давления в разных частях сосудистого русла: А – артерии, В – концевые артерии и артериолы, С – капилляры, D – вены.

давления очень мала, артериальное давление незначительно колеблется вокруг среднего значения 40 мм рт. ст. (рис. 1). В капиллярах пульсовые волны артериального давления отсутствуют, при этом кровяное давление на артериальном конце капилляров равно в среднем 30–35 мм рт. ст., а на венозном – 15 мм рт. ст.

Как видно на рис. 1, на участке артериол наряду с резким снижением величины кровяного давления происходит уменьшение до нуля уровня его пульсаций, при этом величина диастолического давления в метартериолах близка к уровню кровяного давления на артериальном конце капилляров (незначительно его превышает). Это дает возможность диагностировать микроциркуляторную ишемию тканей по снижению уровня диастолического перфузионного давления в питающих их артериолах.

Еще в 1966 г. авторы работы [8] предложили определять перфузионное давление глаза как разницу между средним офтальмическим артериальным давлением в глазной артерии и внутриглазным давлением. Наряду с ПДГ также выделялось систолическое и диастолическое ПДГ.

Позднее формулы расчета ПДГ уточнялись с учетом дополнительных гемодинамических показателей сосудистой системы [9,10]. Все расчетные методы определения ПДГ используют в качестве входного параметра артериальное давление в плечевой артерии, при этом ПДГ определяется на уровне глазной артерии или центральной артерии сетчатки [11] и фактически является для этих сосудов трансмуральным давлением. Такой подход не позволяет оценить состояние внутриглазной сосудистой микроциркуляции.

В 2007 г. авторы работы [12] предложили для определения ПДГ в переднем сегменте глаза

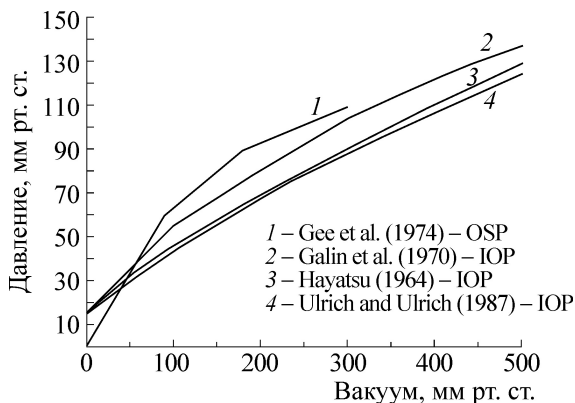


Рис. 2. Графическая репрезентация конвертационных таблиц зависимости уровня повышения внутриглазного давления от степени вакуума под вакуум-присоской, разработанных разными авторами (по данным работы [16]); OSP – глазное систолическое давление, IOP – внутриглазное давление.

использовать метод контактной вазотонометрии передних цилиарных артерий (ПЦА) путем наблюдения появления и исчезновения в них пульсаций в процессе контролируемой компрессии оптической линзой. Перфузионное давление вычисляли по следующей формуле:

$$P_p = P_{cil} - P_{io},$$

где P_p – перфузионное давление в переднем сегменте глаза, P_{cil} – среднее значение давления в ПЦА, P_{io} – внутриглазное давление.

В 2011 г. был предложен вазотонометр усовершенствованной конструкции с применением оптической призмы для локальной компрессии ПЦА [13]. Вычисление перфузионного давления в переднем сегменте глаза также проводилось по формуле $P_p = P_{cil} - P_{io}$. Для доказательства полезности нового вазотонометра с его помощью был обследован пациент с односторонней глаукомой IA. Авторы установили, что ПДГ в переднем сегменте здорового глаза составило 34 мм рт. ст., глаза с глаукомой – 21,2 мм рт. ст. После закапывания 0,004% раствора травопроста (траватана) ПДГ в переднем сегменте глаза с глаукомой повысилось до 29,9 мм рт. ст.

В 2007 году авторы работы [14] предложили автоматизированный компьютерный вазотонометр для измерения давления крови в ПЦА. Он отличается от вазотонометра с оптической линзой автоматической регистрацией значений артериального давления путем цифровой обработки сигнала с электромеханического датчика давления.

Из недостатков метода контактной вазотонометрии ПЦА необходимо отметить, что им не исследуется состояние внутриглазного кро-

вообращения, он требует высокой точности движений оператора (компрессия сосуда вазотонометром осуществляется вручную) и является локальным (исследуется одна из нескольких ПЦА).

Наиболее близким к предлагаемому по технической сущности и достигаемым результатам является способ окуло-осцилло-динамографии по Ульриху (ООДГ) для определения ПДГ в центральной артерии сетчатки, цилиарных артериях и хориоиде. Он основан на билатеральной регистрации инфразвуковым преобразователем давления уменьшения амплитуды пульсовой волны, вызванной пульсовыми изменениями объема крови во внутриглазных сосудах, в процессе повышения ВГД с помощью локальной вакуум-компрессии глазного яблока [15].

ООДГ может применяться для скрининговых исследований, так как выполняется менее чем за 40 с. Авторы работы [15] обнаружили, что между степенью вакуума под вакуум-присоской и уровнем повышения ВГД существует близкая к прямо пропорциональной зависимость (рис. 2) и применяли для вычисления повышения ВГД сначала калибровочные кривые Hayatsu, а потом собственные калибровочные кривые [16].

Способ ООДГ имеет четыре основных недостатка. Во-первых, он не позволяет топографически локализовать источник пульсовой волны, так как все сосуды, снабжающие глаз кровью, влияют на пульсовую волну.

Во-вторых, способом ООДГ невозможно выделить пульсовые колебания мелких сосудов диаметром менее 100 мкм и соответственно определить в них ПДГ, поскольку основной вклад в формирование пульсовых волн, регистрируемых методом ООДГ, вносят колебания стенок крупных артерий, которые вследствие низкой частоты без потерь распространяются из заднего отдела глаза по всему его объему. Известно, что мощность импульсных колебаний пропорциональна квадрату их амплитуды. При допущении, что амплитуда колебаний стенок сосудов пропорциональна их диаметру, мощность пульсовых колебаний от глазной артерии диаметром более 1 мм может быть в 100 раз больше, чем от сосудов микроциркуляторного русла диаметром менее 100 мкм.

В-третьих, при проведении ООДГ на 40 глазах пациентов было установлено [17], что величина градиентного спуска для линейной регрессии между степенью локальной вакуум-компрессии в пределах от 100 до 300 мм рт. ст. и уровнем повышения ВГД варьировала в довольно широких пределах от 0,148 до 0,318 ($SD = 0,041$) со средним значением 0,248, хотя

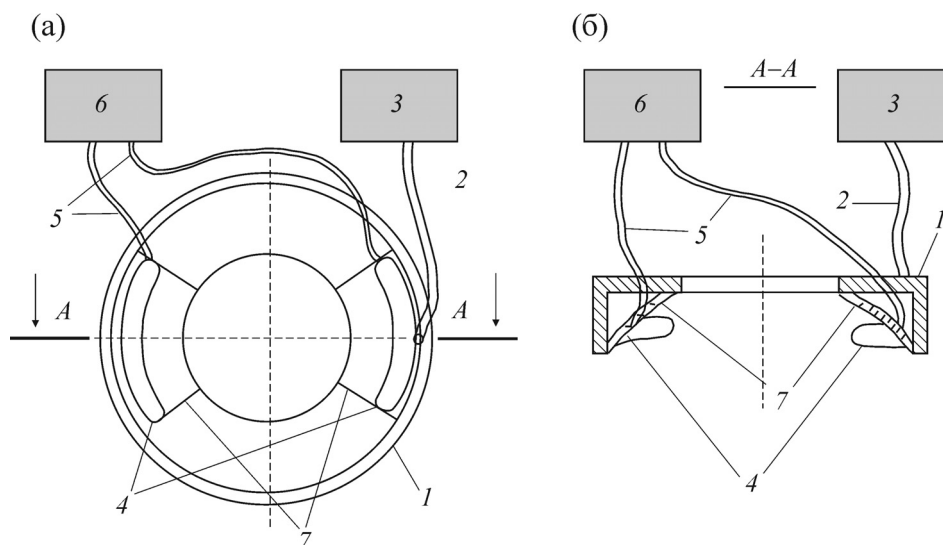


Рис. 3. Блок-схема устройства для определения перфузионного давления в региональной системе микроциркуляции цилиарного тела: (а) – вид вакуум-компрессионного кольца со стороны электродов для реографии, (б) – сечение вакуум-компрессионного кольца в плоскости $A-A$. Обозначения: 1 – вакуум-компрессионное кольцо, 2 – вакуумная трубка, 3 – блок генерирования вакуума, 4 – реографический электрод, 5 – провода от электродов, 6 – реограф, 7 – подложка под электродом.

во всех случаях коэффициент корреляции был очень высоким ($r > 0,96$) с достоверностью $p < 0,02$. Большой размах вариации значений градиентного спуска (более 100%) обуславливает низкую точность вычисления ПДГ по усредненным калибровочным кривым.

Авторы работы [17] отметили, что линейная зависимость между степенью локальной вакуум-компрессии и уровнем повышения ВГД нарушалась при величине вакуума ниже 100 и выше 300 мм рт. ст.

В-четвертых, в процессе проведения ООДГ из-за повышения ВГД снижается продукция водянистой влаги, обусловленная механизмом ультрафильтрации, и существенно увеличивается отток водянистой влаги через трабекулярный и увеосклеральный пути оттока, что приводит к нарастающему по мере повышения ВГД уменьшению объема глазного яблока, что обуславливает нелинейный характер преобразования степени локальной вакуум-компрессии в уровень повышения ВГД.

Автором данной статьи в 2016 г. было предложено устройство для определения ПДГ в региональной системе микроциркуляции цилиарного тела [18]. Блок-схема устройства показана на рис. 3. Устройство состоит из колпачка-присоски (1), блока генерирования вакуума (3), реографа (6). Колпачок-присоска выполнена в виде вакуум-компрессионного кольца, имеющего Г-образный профиль сечения с передней плоской поверхностью и расположен-

ной под углом 90° к ней боковой цилиндрической, с внутренним диаметром, равным 12 мм, и наружным диаметром, равным 20 мм, с таким соотношением ширины передней и боковой поверхности, чтобы внутренний край кольца при установке его на передний отдел глаза касался глаза в области лимба, а наружный край – в области склеры на расстоянии 5–6 мм от лимба. Напротив друг друга на подложке, расположенной между наружным и внутренним краем кольца и изогнутой по радиусу 12,7 мм соответственно средней кривизне склеры в перилимбальной зоне, установлены два электрода для реографии. Электроды гибкими проводами соединены с реографом. Вакуумная трубка выходит в области стыка передней и боковой поверхности вакуумно-компрессионного кольца и соединяет просвет над одним из электродов с блоком генерирования вакуума.

В основу предлагаемой полезной модели поставлена задача усовершенствования способа ООДГ для определения перфузионного давления в глазу путем применения устройства для измерения перфузионного давления глаза в региональной системе микроциркуляции цилиарного тела неинвазивным методом, за счет чего становится возможным измерить диастолическое ПДГ в метартериолах, входящих в региональную систему микроциркуляции цилиарного тела, что позволяет при его уровне ниже 35 мм рт. ст. диагностировать микроциркуляторную ишемию цилиарного тела и с высокой вероятностью прогнозировать развитие дистрофиче-

ских изменений во внутриглазных структурах с нарушением выполняемых ими функций, а также контролировать эффективность лечения микроциркуляторной ишемии. Нижняя граница нормы 35 мм рт. ст. для диастолического ПДГ взята из результатов клинического применения вазотонметра [14]. Она согласуется с величиной перфузионного давления 30–35 мм рт. ст. на артериальном конце капилляра в норме.

Значимость снижения ПДГ в патогенезе глаукомы подтверждают результаты больших популяционных исследований различных групп населения в разных странах, проведенные в 1995–2010 гг. [19–24], которыми была установлена положительная корреляционная связь между рассчитываемым по формуле Лобштейна низким ПДГ и повышенным риском заболевания открытоугольной глаукомой, при этом низкое диастолическое ПДГ имело высокую корреляцию с частотой развития глаукомы.

Основными механизмами возникновения глаукомных поражений при низком ПДГ считаются первичный и вторичный ишемические инсульты [25]. Первичный инсульт развивается в головке зрительного нерва вследствие ишемии при пониженном ПДГ. Модулирующими факторами выступают биомеханические свойства тканей и внутричерепное давление. Вторичные инсульты развиваются в сетчатке вследствие нарушения процессов сосудистой авторегуляции и нейроваскулярного взаимодействия. Сосудистая авторегуляция позволяет поддерживать кровоток в условиях меняющегося артериального давления. Механизм нейроваскулярного взаимодействия обеспечивает функциональную гиперемия в случае повышения активности нейронов. Считается, что при низком уровне ПДГ оба процесса выходят из области допустимых пределов регулирования.

Поставленная задача усовершенствования способа ООДГ решается тем, что в способе диагностики микроциркуляторной ишемии цилиарного тела, заключающемся в определении перфузионного давления во внутриглазных артериальных сосудах по степени вакуум-компрессии глазного яблока, при которой происходит изменение амплитуды глазного пульса, согласно полезной модели путем применения перилимбального вакуум-компрессионного кольца с установленными в основании реографическими электродами диастолическое перфузионное давление реографически определяется только в артериолах, входящих в региональную систему микроциркуляции цилиарного тела, с исключением влияния на результаты исследования кровообращения в поверхностных субконъюнктивальных сосудах переднего отдела глаза и внут-

риглазных сосудах заднего отдела глаза, определение перфузионного давления в более мелких сосудах переднего отдела глаза проводится при более низком уровне повышения ВГД, на период проведения исследования кратковременно соразмерно снижается продукция и отток водянистой влаги с обеспечением неизменного объема глазного яблока, расчет величины перфузионного давления по степени приложенного вакуума VAC и величине диаметра глазного яблока D проводится по формуле $K \frac{VAC}{D^4}$, где коэффициент K определяется размерами конкретного образца вакуум-компрессионного кольца.

В решении указанной задачи используются следующие существенные признаки, отличительные от наиболее близкого аналога.

Первый существенный признак заключается в том, что измерение ПДГ проводится только в региональной системе микроциркуляции цилиарного тела с исключением влияния на результаты исследования кровообращения в поверхностных субконъюнктивальных сосудах переднего отдела глаза и внутриглазных сосудах заднего отдела глаза.

За счет передавливания наружным краем вакуум-компрессионного кольца поверхностных субконъюнктивальных сосудов переднего отдела глаза на период проведения исследования исключается их участие в формировании реофтальмограммы, что обеспечивает исследование ПДГ только во внутриглазных сосудах.

Конструкция вакуум-компрессионного кольца с установленными в основании реографическими электродами обеспечивает расположение электродов на симметричных относительно роговицы перилимбальных участках склеры точно над цилиарным телом. При таком расположении электродов путь прохождения высокочастотного зондирующего тока через глазное яблоко условно можно представить эквивалентной схемой из последовательно и параллельно соединенных сопротивлений глазных тканей и жидкостей (рис. 4).

Под каждым из электродов ток проходит последовательно через перилимбальные участки склеральной оболочки и расположенные под ними участки цилиарного тела. При этом пульсирующее с изменением кровенаполнения сопротивление цилиарного тела шунтируется параллельно расположенным постоянным сопротивлением полосок склеральной оболочки, расположенных по внутреннему и наружному краю дугообразного реографического электрода. Сечение этих полосок равно произведению тол-

шины склеры в перилимбальной области на длину электрода, протяженность – толщине цилиарного тела. В дальнейшем между участками цилиарного тела, расположенными под электродами, ток проходит параллельно тремя путями через склеральную и сосудистую оболочки глаза по всей их площади от цилиарного тела до заднего полюса, а также через весь объем стекловидного тела. При этом пульсирующее с изменением кровенаполнения сопротивление сосудистой оболочки шунтируется параллельно расположенными постоянными сопротивлениями стекловидного тела и склеральной оболочки.

Проведем анализ эквивалентной схемы соединения электрических сопротивлений цилиарного тела, склеральной, сосудистой оболочек и стекловидного тела при проведении реоофтальмографии и оценим отдельно вклад пульсаций сопротивления цилиарного тела и сосудистой оболочки глаза в величину пульсаций общего сопротивления между реографическими электродами.

Известно, что удельная электропроводность стекловидного тела (1,55 См/м) в два раза выше, чем у крови (0,66 См/м) и склеры (0,62 См/м) [26]. Ретробульбарная жировая клетчатка обладает на порядок более низкой электропроводностью (0,057 См/м), поэтому током через нее можно пренебречь. Толщина сосудистой оболочки глаза составляет 0,2–0,4 мм, в среднем около 0,3 мм, а толщина склеры – 0,3–0,8 мм, в среднем 0,6 мм, толщина отростчатой части цилиарного тела – 0,6 мм, толщина склеры над цилиарным телом – до 0,6 мм [3]. Стандартный реоофтальмографический электрод дугообразной формы имеет ширину 3 мм и длину около 13 мм.

Известно, что электропроводность тканей между электродами прямо пропорциональна их удельной электропроводности и площади сечения и обратно пропорциональна расстоянию между электродами:

$$G = \sigma \frac{S}{l},$$

где G – электропроводность ткани между электродами, σ – удельная электропроводность, S – площадь сечения ткани, через которую проходит ток, l – расстояние между электродами.

В случае параллельно соединенных сопротивлений цилиарного тела и полосок склеральной оболочки по внутреннему и наружному краю дугообразного реографического электрода в соответствии с приведенной формулой соотношение их электропроводностей будет определяться соотношением произведений их

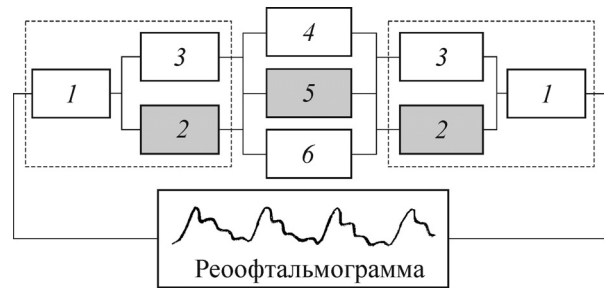


Рис. 4. Эквивалентная схема соединения электрических сопротивлений глазных тканей и жидкостей в цепи прохождения тока при снятии реоофтальмограммы. Серым цветом выделены сопротивления с переменной пульсовой составляющей. Пунктирной линией обведен комплекс сопротивлений участка стенки глазного яблока под реографическим электродом. Обозначения: 1 – перилимбальный участок склеральной оболочки под электродом, 2 – участок цилиарного тела под электродом, 3 – полоски склеральной оболочки по внутреннему и наружному краю реографического электрода, 4 – склеральная оболочка, 5 – сосудистая оболочка, 6 – стекловидное тело.

удельной электропроводности на площадь их сечения в плоскости, перпендикулярной направлению проходящего тока, деленных на их протяженность между электродом и стекловидным телом, которая для цилиарного тела и склеры в перилимбальной области одинакова – около 0,6 мм.

Площадь сечения склеральной оболочки в области лимба толщиной 0,6 мм по внутреннему и наружному краю реографического электрода длиной 13 мм составит $2 \cdot 13 \cdot 0,6 = 15,6 \text{ мм}^2$.

Площадь сечения участка цилиарного тела под реографическим электродом шириной 3 мм и длиной 13 мм составит $13 \cdot 3 = 39 \text{ мм}^2$.

Искомое соотношение электропроводности участка цилиарного тела под реографическим электродом и полосок склеры по внутреннему и наружному краю реографического электрода равно $\frac{39 \cdot 0,66}{15,6 \cdot 0,62} = 2,7$.

Таким образом, электропроводность полосок склеры, шунтирующих сопротивление цилиарного тела, в 2,7 раза ниже электропроводности участка цилиарного тела. Согласно расчетам, вследствие шунтирования сопротивлением полосок склеры величина пульсаций сопротивления цилиарного тела снижается до $\frac{2,7}{1 + 2,7} \cdot 100 = 73\%$.

В случае параллельно соединенных склеральной и сосудистой оболочек и стекловидного тела соотношение электропроводности со-

судистой оболочки к общей электропроводности стекловидного тела и склеры в промежутке между реографическими электродами будет определяться соотношением произведений их удельной электропроводности на усредненную площадь их сечения, деленных на их протяженность. Для простоты расчетов возьмем максимальную площадь сечений склеральной, сосудистой оболочек и стекловидного тела в плоскости, проходящей через центр глазного яблока, так как изменение площади их сечения от одного реографического электрода до другого происходит соразмерно. Примем во внимание, что ширина стекловидного тела между реографическими электродами в плоскости, проходящей через центр глазного яблока и реографические электроды, в $\pi/2$ раз меньше (приблизительно в полтора раза меньше), чем протяженность склеры и сосудистой оболочки.

При среднем размере глазного яблока 24,0 мм максимальная площадь сечения стекловидного тела составит $\pi \frac{D^2}{4} = 3,14 \cdot \frac{24^2}{4} = 452,4 \text{ мм}^2$.

Площадь сечения сосудистой оболочки будет равна разнице между площадью окружностей диаметром 24,0 мм и 24,3 мм и составит $463,8 - 452,4 = 11,4 \text{ мм}^2$.

Площадь сечения склеральной оболочки будет равна разнице между площадью окружностей диаметром 24,3 мм и 24,9 мм и составит $486,7 - 463,8 = 22,9 \text{ мм}^2$.

Искомое соотношение общей электропроводности стекловидного тела и склеры к электропроводности сосудистой оболочки составит $\frac{(452,4 \cdot 1,55 \cdot 1,5) + (22,9 \cdot 0,62 \cdot 1)}{11,4 \cdot 0,66 \cdot 1} = 142$.

Таким образом, суммарная электропроводность стекловидного тела и склеры, шунтирующих сопротивление сосудистой оболочки, в 140 раз превышает электропроводность самой сосудистой оболочки. Согласно расчетам, вследствие шунтирования низкими сопротивлениями стекловидного тела и склеральной оболочки величина пульсаций сопротивления сосудистой оболочки снижается до $\frac{1}{1 + 142} \cdot 100 = 0,7\%$.

Анализ эквивалентной схемы соединения электрических сопротивлений цилиарного тела, склеральной, сосудистой оболочек и стекловидного тела при проведении реоофтальмографии показывает, что очень малые пульсовые колебания (0,1–0,5% от величины базового импеданса) сопротивления цилиарного тела, расположенного в электрической цепи последователь-

но со стекловидным телом, влияют на амплитуду пульсаций общего сопротивления между реографическими электродами на два порядка больше, чем пульсовые колебания сопротивления сосудистой оболочки, которое шунтируется параллельно расположенными низкими сопротивлениями стекловидного тела и склеры. Это согласуется с данными о том, что при проведении реоофтальмографии зондирующий ток проходит преимущественно через цилиарное тело [27].

Поскольку пульсовые колебания кровенаполнения в капиллярах и венах отсутствуют, а сосудистая система цилиарного тела представлена только артериолами, венами и сетью связывающих их капилляров, пульсовые колебания сопротивления на реоофтальмограмме могут быть обусловлены только пульсовыми изменениями объема крови в артериолах, входящих в региональную систему микроциркуляции цилиарного тела.

Согласно физиологической модели сопротивления Старлинга, при повышении ВГД кровь в первую очередь будет вытесняться из терминальных артериол (метартериол) с более низким кровяным давлением, связанных с капиллярной сетью, следовательно, начальное снижение амплитуды пульсаций реоофтальмограммы будет связано именно с достижением уровня повышения ВГД величины диастолического перфузионного давления в метартериолах.

Вторым существенным признаком, влияющим на технический результат предлагаемого способа, является повышение безопасности исследования. Так как артериальное давление в мелких сосудах переднего отдела глаза существенно меньше, чем в более крупных сосудах заднего отдела, то при повышении ВГД в первую очередь кровь будет вытесняться из мелких сосудов переднего отдела. При этом даже в мелких сосудах кровоток полностью не прекращается, так как определяется диастолическое артериальное давление. В результате при проведении исследования, осуществляемом при более низких уровнях повышения ВГД, не происходит прекращения кровообращения в центральной артерии сетчатки и ее ветвях, уменьшается вероятность их тромбоза и гемофтальма.

Третьим существенным признаком, влияющим на технический результат предлагаемого способа, является соразмерное степени вакуум-компрессии параллельное снижение продукции и оттока водянистой влаги с сохранением неизменного объема глазного яблока, что обеспечивает линейный характер преобразования степени приложенного вакуума в уровень по-

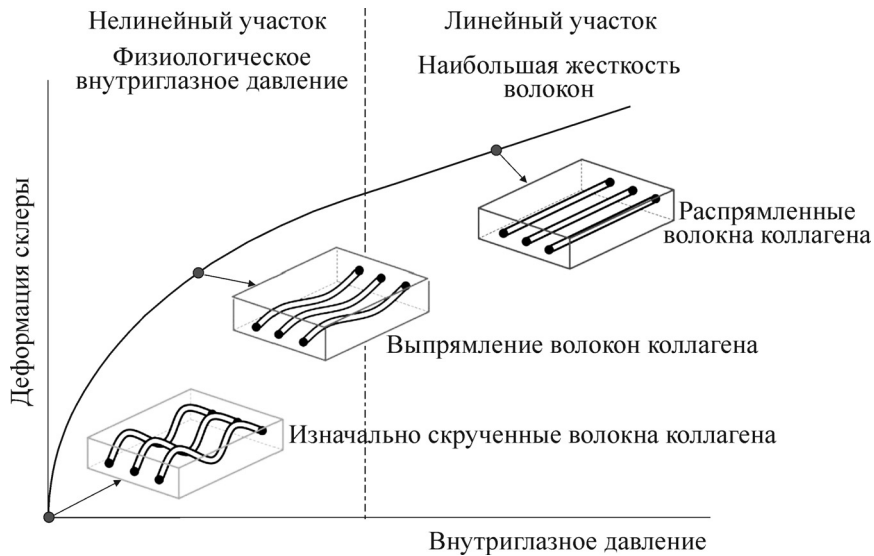


Рис. 5. Нелинейность: эффект коллагеновых волокон (согласно работе [28]).

вышения ВГД при вакууме выше 300 мм рт. ст. Снижение основного оттока внутриглазной жидкости через трабекулярную сеть (80–90% всего оттока) происходит в результате передавливания водянистых вен вследствие деформации склеры в лимбальной области внутренним краем вакуум-компрессионного кольца, существенное снижение продукции водянистой влаги, обусловленное механизмом ультрафильтрации, вызывается повышением ВГД.

При вакууме ниже 100 мм рт. ст. нелинейный характер преобразования степени вакуум-компрессии в уровень повышения ВГД можно объяснить процессом выпрямления скрученных коллагеновых волокон склеры по мере повышения ВГД [28] с достижением линейного участка упругого растяжения склеры (рис. 5).

Поскольку при вакууме до 100 мм рт. ст. еще не достигается уровень повышения ВГД, соответствующий диастолическому ПДГ, то этот эффект не оказывает влияние на точность исследования.

Четвертым существенным признаком, влияющим на технический результат предлагаемого способа, является учет размера глазного яблока при осуществлении преобразования степени локальной кратковременной вакуум-компрессии в уровень повышения ВГД.

На основании математического моделирования процесса повышения уровня ВГД от степени локальной вакуум-компрессии с учетом физиологических, анатомических и биомеханических свойств глаза авторы работы [29] пришли к выводу, что уровень повышения ВГД не зависит от модуля Юнга склеры и опреде-

ляется в основном соотношением диаметра вакуум-присоски и размера глазного яблока.

Учитывая большой размах вариации (более 100%) значений градиентного спуска для линейной регрессии между степенью локальной вакуум-компрессии и уровнем повышения ВГД на разных глазах [18], можно предположить, что на зависимость уровня повышения ВГД от степени приложенного вакуума может оказывать влияние размер глазного яблока, который почему-то не учитывался исследователями, занимавшимися ООДГ.

В работе [30] применительно к математической модели глазного яблока в виде тонкостенной сферической оболочки с биомеханическими параметрами человеческого глаза приведена формула, связывающая уровень повышения давления внутри сферы с объемом дополнительно введенной внутрь жидкости:

$$\Delta P = \frac{0,73 \cdot 10^4 E t}{\pi R^4} \Delta V, \tag{1}$$

где ΔP – избыточное над атмосферным давление внутри сферы в мм рт. ст., E – модуль Юнга для материала оболочки в мегапаскалях (10–15 МПа), t – толщина сферической оболочки в мм (0,5–1,0 мм), ΔV – увеличение объема жидкости внутри сферы в мм³ (10–100 мм³), R – радиус сферической оболочки в мм.

Механизм повышения ВГД при введении дополнительного объема жидкости внутрь глазного яблока и при локальной вакуум-компрессии склеральной оболочки различны. В первом случае повышение ВГД обусловлено увеличе-

нием объема внутриглазной жидкости внутри сферической склеральной оболочки с незначительным увеличением ее радиуса при неизменной ее форме. Во втором случае повышение ВГД обусловлено незначительным локальным изменением формы сферической оболочки при неизменном объеме внутриглазной жидкости.

При условии, что повышение ВГД не приводит к изменению формы глазного яблока вне участка локальной вакуум-компрессии, можно рассматривать перемещение небольшого объема жидкости под деформированный воздействием вакуума участок склеры, как добавление перемещенного объема жидкости к общему объему глаза с равномерным очень небольшим увеличением радиуса глазного яблока по всем направлениям, и использовать формулу (1) для вывода формулы зависимости уровня повышения ВГД от степени локальной вакуум-компрессии глаза. Точно так же, как при введении внутрь сферической оболочки дополнительного объема жидкости, воздействие вакуумного разрежения на локальный участок склеры будет распределяться по всей площади склеральной оболочки глаза благодаря скольжению гладких краев вакуум-компрессионного кольца по конъюнктиве глаза со свободным перемещением подлежащей склеры, которая в направлении ее толщины является в первом приближении мягкой оболочкой, под кольцо.

Очевидно, что объем перемещенной жидкости ΔV в этом случае будет равен произведению площади участка локальной вакуум-компрессии S_{vac} на усредненную по всей площади воздействия высоту прогиба склеральной оболочки глаза f :

$$\Delta V = S_{vac} f. \quad (2)$$

Усредненная по площади воздействия высота прогиба склеральной оболочки глаза f будет прямо пропорциональна площади участка локальной вакуум-компрессии S_{vac} и уровню приложенного вакуума VAC , взятыми с поправочным коэффициентом β , и обратно пропорциональна величине модуля Юнга E и толщине склеры t (при их увеличении вакуумное разрежение в меньшей степени деформирует более жесткую склеральную оболочку). Коэффициент β учитывает разную эффективность прогиба склеральной оболочки в зависимости от формы участка локальной вакуум-компрессии. Учитывая указанные зависимости, объем перемещенной жидкости ΔV с использованием коэффициента пропорциональности $K_{пр}$ можно представить в виде следующей формулы:

$$f = \frac{\beta S_{vac} VAC}{Et}. \quad (3)$$

Формула (3) является частным случаем применения закона Гука – основного закона теории упругости, выражающего линейную зависимость между напряжениями и малыми деформациями в упругой среде.

Деформация оболочки глаза в месте локальной вакуум-компрессии относится к малым, поскольку максимальный объем перемещаемой жидкости (100 мм³) в глазу средних размеров диаметром 24 мм составляет менее 1,4% его объема. Согласно закону Гука в простейшем случае формула деформации упругого стержня в зависимости от приложенной силы имеет вид:

$$\Delta l = \frac{F}{k}, \quad (4)$$

где Δl – абсолютное удлинение (укорочение) стержня, F – сила, с которой растягивают (сжимают) стержень, k – коэффициент упругости (жесткости).

Сопоставим формулы (3) и (4). Высота прогиба оболочки глаза f в области локальной вакуум-компрессии в формуле (3) соответствует величине линейной деформации Δl , выражение $S_{vac} VAC$ в числителе – силе F , с которой вакуум действует на участок локальной вакуум-компрессии, выражение Et в знаменателе – коэффициент упругости (жесткости) тонкостенной сферической оболочки, заполненной жидкостью.

Дополнительный коэффициент β в формуле (3) учитывает то, что деформируемое упругое тело является наполненной жидкостью упругой трансверсально-изотропной сферической оболочкой, высота прогиба которой на участке локальной вакуум-компрессии при прочих равных условиях определяется формой этого участка (круглая форма является наиболее эффективной). Например, при использовании круглой вакуум-присоски с внутренним диаметром 13 мм градиент повышения уровня ВГД от степени приложенного вакуума равен в среднем 0,248 [19]. При использовании вакуум-компрессионного кольца с внутренним диаметром 12 мм и наружным диаметром 20 мм, применяемого при проведении операции лазерного кератомилеза (LASIK), для подъема уровня ВГД на 50 мм рт. ст. от 15 до 65 мм рт. ст. требуется вакуум величиной не менее 500 мм рт. ст. В этом случае градиент повышения уровня ВГД от степени приложенного вакуума составляет около 0,1. При этом площадь вакуум-компрессии под круглой вакуум-присоской (143,3 мм²) в

полтора раза меньше, чем под вакуум-компрессионным кольцом (218,5 мм²).

Если подставить высоту прогиба склеральной оболочки глаза f в формулу (2), объем перемещенной жидкости ΔV можно представить в виде следующей формулы:

$$\Delta V = \frac{\beta S_{\text{vac}}^2 VAC}{Et} \quad (5)$$

Подставив в формулу (1) вместо ΔV полученное выражение и сделав сокращения одинаковых переменных в числителе и знаменателе, получим:

$$\Delta P = K_{\text{пр}} \frac{0,73 \cdot 10^4 \beta S_{\text{vac}}^2 VAC}{\pi R^4} \quad (6)$$

Заменив ΔP в формуле (6) на разность текущего и исходного внутриглазного давления $P - P_0$, заменив радиус глазного яблока на его диаметр, внося все константы в коэффициент пропорциональности $K_{\text{пр}}$, получим формулу зависимости уровня повышения внутриглазного давления от степени локальной вакуум-компрессии глаза VAC :

$$P - P_0 = K \frac{\beta S_{\text{vac}}^2 VAC}{D^4} \quad (7)$$

где P – текущий уровень ВГД в процессе вакуум-компрессии глазного яблока (мм рт. ст.), P_0 – ВГД до применения локальной вакуум-компрессии (мм рт. ст.), K – коэффициент пропорциональности, β – коэффициент, учитывающий изменение эффективности прогиба склеральной оболочки в зависимости от формы участка локальной вакуум-компрессии, S_{vac} – площадь участка локальной вакуум-компрессии (мм), VAC – степень приложенного вакуума (мм рт. ст.), D – диаметр глазного яблока (длина передне-задней оси глаза, мм).

Полученная формула согласуется с выводами, сделанными в работе [28] в том, что уровень повышения ВГД при локальной вакуум-компрессии не зависит от модуля Юнга склеры (по нашим результатам также и от ее толщины), и в существенной степени зависит от соотношения размеров вакуум-присоски и глазного яблока.

По расчетам Г.А. Любимова, проведенным согласно формуле (1), при введении внутрь сферической оболочки радиусом 12 мм дополнительного объема жидкости ΔV от 10 до 100 мм³ избыточное давление внутри нее линейно повышается от 10 до 100 мм рт. ст. Оценим усредненную величину прогиба склеральной

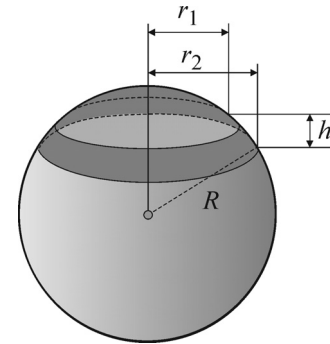


Рис. 6. Схематическое изображение поверхности шарового слоя высотой h .

оболочки в области локальной вакуум-компрессии f при повышении ВГД до 35 мм рт. ст. Это повышение ВГД необходимо для достижения диастолического перфузионного давления в метартериолах, которое наблюдается в норме. Согласно вышеприведенным расчетам, для этого нужно дополнительно ввести внутрь глаза (в нашем случае переместить) 35 мм³ жидкости.

Сначала определим площадь склеры глазного яблока радиусом $R = 12$ мм, подвергающуюся воздействию вакуума под участками вакуум-компрессионного кольца, не закрытыми реографическими электродами.

Площадь склеры в перилимбальной зоне под кольцом соответствует внешней поверхности шарового слоя высотой h (рис. 6) и вычисляется по формуле $S = 2\pi R h$. Высота h в случае применения вакуум-компрессионного кольца по патенту А.Г. Ковальчука [18] составляет 2,9 мм, соответственно площадь склеры в перилимбальной зоне под кольцом составит $2\pi \cdot 12,0 \cdot 2,9 = 218,5$ мм².

В вакуум-компрессионном кольце два сектора размером 80° занимают расположенные на подложках напротив друг друга дугообразные реографические электроды. Свободными для воздействия вакуум-компрессии остаются два сектора между подложками размером 100°. Следовательно, общая площадь воздействия вакуум-компрессии S_{vac} составит $218,5 \cdot \frac{2 \cdot 100}{360} = 121,4$ мм².

По формуле (2) можно вычислить усредненную по всей площади локальной вакуум-компрессии высоту прогиба склеральной оболочки f , необходимую для повышения ВГД на 35 мм рт. ст.:

$$f = \frac{\Delta V}{S_{\text{vac}}} = \frac{35}{121,4} = 0,29 \text{ (мм)}. \quad (6)$$

Максимальный просвет между вакуумно-компрессионным кольцом по патенту [18] и поверхностью склеры в перилимбальной зоне составляет около 2,2 мм, половина расстояния между внутренним и наружным краями кольца – около 2,5 мм. Они значительно превышают усредненную по площади локальной вакуум-компрессии высоту прогиба склеральной оболочки, что обеспечивает техническую возможность выполнения вакуум-компрессии до максимально возможного значения диастолического ПДГ 35 мм рт. ст., характерного для нормы.

В случае использования вакуум-компрессионного кольца одной и той же формы и размеров произведение βS_{vac}^2 в числителе формулы (5) будет являться постоянной величиной и его можно внести в коэффициент K . В этом случае формула приобретает вид:

$$P - P_0 = K \frac{VAC}{D^4}. \quad (7)$$

Коэффициент K для конкретного образца вакуум-компрессионного кольца вычисляется как градиентный спуск для линейной регрессии между уровнем повышения ВГД и степенью приложенного вакуума, деленной на диаметр глазного яблока в четвертой степени, у пациентов с разным диаметром глазного яблока. В массив данных берутся случаи с уровнем текущего ВГД больше 30 мм рт. ст., учитывая нелинейность изменения напряженности склеральной оболочки при повышении уровня ВГД в пределах физиологической нормы [28].

Новый способ исследования позволит определить величину диастолического ПДГ в артериях, входящих в региональную систему микроциркуляции цилиарного тела, с высокой чувствительностью, точностью, достоверностью и безопасностью.

Исследование осуществляется следующим образом. Включается реограф. Пациент укладывается лицом кверху на кушетку. Проводится двукратная анестезия конъюнктивной полости глаза раствором поверхностного анестетика. Для расширения глазной щели накладывается блефаростат. С помощью фиксационной метки взгляд пациента фиксируется таким образом, чтобы перилимбальная зона вокруг роговицы исследуемого глаза была со всех сторон одинаковой ширины. На перилимбальную область склеры симметрично относительно краев роговицы устанавливается вакуум-компрессионное кольцо с установленными в основании реографическими электродами. Включается блок генерирования вакуума, происходит присасывание вакуум-компрессионного кольца к главному

яблоку. По мере увеличения степени вакуум-компрессии глаза, сопровождающейся повышением ВГД, в какой-то момент при достижении величины ВГД уровня диастолического давления в артериях цилиарного тела амплитуда реофтальмограммы начинает снижаться. Уровень вакуума VAC , при котором это произошло, фиксируется. На этом исследование завершается. Уровень вакуума снижается до нуля, после этого вакуум-компрессионное кольцо снимается с глаза пациента. Реограф и блок генерирования вакуума выключаются. Производится расчет величины диастолического ПДГ по формуле

$$K \frac{VAC}{D^4},$$

где D – предварительно измеренная длина передне-задней оси глаза. При величине диастолического ПДГ ниже 35,0 мм рт. ст. диагностируют микроциркуляторную ишемию цилиарного тела. При цифровой обработке сигналов уровня вакуума и реограммы процесс диагностики может быть легко автоматизирован.

ОБСУЖДЕНИЕ

В отличие от широко применяемого в настоящее время расчетного способа определения ПДГ по формуле Лобштейна для определения диастолического ПДГ в метартериях, входящих в микроциркуляторное русло цилиарного тела, в предлагаемом методе исследования не требуется предварительное измерение ВГД и систолического и диастолического АД в плечевой артерии. Данный метод имеет существенное преимущество в ранней диагностике нарушений внутриглазной сосудистой микроциркуляции, поскольку измерение перфузионного давления осуществляется на выходе из сосудов сопротивления, оказывающих существенное влияние на уровень перфузионного давления в капиллярной сети, тогда как при расчетном методе по Лобштейну перфузионное давление определяется на уровне глазной артерии или центральной артерии сетчатки. Предлагаемый способ определения диастолического ПДГ в метартериях цилиарного тела имеет преимущество перед методом контактной вазотонии ПЦА, так как с его помощью исследуется внутриглазная микроциркуляция, а за счет суммирования (интегрирования) колебаний пульсового объема кровообращения в группе рядом расположенных метартерий под двумя реографическими электродами он может иметь большую чувствительность и точность. Предлагаемый способ определения диастолического ПДГ в метартериях цилиарного тела также

имеет преимущество перед ультразвуковыми и лазерными доплеровскими методами исследования линейной скорости кровотока в мелких артериях, так как определяемая ими более высокая скорость кровотока не всегда свидетельствует о лучшем кровоснабжении тканей, а может быть связана со спазмом или стенозом сосудов, сопровождающимися увеличением сопротивления току крови и ухудшением кровоснабжения тканей.

ВЫВОДЫ

1. Перфузионное давление в капиллярной сети характеризует интенсивность метаболического обмена между кровью и тканями. При его снижении развивается микроциркуляторная ишемия тканей с последующим развитием в них дистрофических изменений и нарушением выполняемых функций. Величина перфузионного давления в капиллярной сети в значительной мере зависит от степени снижения кровяного давления в сосудах сопротивления – артериолах, поэтому определение перфузионного давления на уровне более крупных артериальных сосудов мало информативно. Это обуславливает актуальность поиска новых методов определения перфузионного давления глаза на уровне микроциркуляторного русла.

2. Показана возможность диагностики микроциркуляторной ишемии тканей по снижению уровня диастолического перфузионного давления в метартериолах ниже 35 мм рт. ст.

3. Показано, что применение вакуум-компрессионного кольца оригинальной конструкции (пат. UA 112192) позволяет измерять ПДГ только во внутриглазных сосудах с исключением влияния на результаты исследования поверхностных субконъюнктивальных сосудов переднего отдела глаза.

4. На основе математического моделирования распределения высокочастотного тока в тканях глаза при проведении реоофтальмографии установлено, что вклад пульсовых колебаний сопротивления цилиарного тела в амплитуду пульсаций общего сопротивления между реографическими электродами на два порядка больше, чем вклад пульсовых колебаний сопротивления сосудистой оболочки. В соответствии с физиологической моделью сопротивления Старлинга обоснована связь начального снижения амплитуды пульсаций на реоофтальмограмме при повышении ВГД с уменьшением пульсовых колебаний объема крови в метартериолах цилиарного тела.

5. На основе математического моделирования процесса повышения ВГД при локальной

вакуум-компрессии глазного яблока установлено, что при условии, если повышение ВГД не приводит к изменению формы глазного яблока вне участка локальной вакуум-компрессии, и неизменном объеме внутриглазной жидкости уровень повышения ВГД прямо пропорционален площади локальной вакуум-компрессии в квадрате и величине приложенного вакуума и обратно пропорционален диаметру глазного яблока в четвертой степени. Показано, что неизменность объема внутриглазной жидкости обеспечивается за счет соразмерного степени локальной вакуум-компрессии параллельного снижения продукции и оттока водянистой влаги и этот эффект обусловлен конструкцией вакуум-компрессионного кольца.

6. Согласно проведенным расчетам, для глаза диаметром 24 мм усредненная по площади локальной вакуум-компрессии высота прогиба склеральной оболочки, необходимая для повышения ВГД на 35 мм рт. ст., значительно меньше величины просвета между склерой и вакуум-компрессионным кольцом и половины расстояния между внутренним и наружным краями кольца. Это обеспечивает техническую возможность выполнения вакуум-компрессии до максимально возможного значения диастолического ПДГ, характерного для нормы.

7. Теоретически обоснован новый способ диагностики микроциркуляторной ишемии цилиарного тела путем определения пониженного диастолического перфузионного давления в метартериолах, входящих в региональную систему микроциркуляции цилиарного тела, на основе рассчитываемого по степени локальной вакуум-компрессии глаза уровня повышения ВГД, при котором в цилиарном теле реографически регистрируется снижение амплитуды пульсовых колебаний кровенаполнения. Расчет уровня повышения ВГД по степени приложенного вакуума VAC и величине диаметра глазного яблока D проводится по формуле $K \frac{VAC}{D^4}$, где коэффициент K определяется размерами конкретного образца вакуум-компрессионного кольца.

8. Предлагаемый способ исследования может стать полезным в ранней диагностике нарушений внутриглазной сосудистой микроциркуляции не только при глаукоме (в том числе низкого давления), но и при миопии, диабетической ангиопатии, периферических дегенерациях сетчатки, возрастной макулярной дегенерации, увеитах, а также может позволить оценивать эффективность лечения этих заболеваний после консервативной терапии и хирургических вмешательств.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. A. Alm, in *Adler's physiology of the eye*, Ed. by W. M. Hart (Mosby Press, St. Louis, Baltimore, 1992), pp. 198–227.
2. А. А. Александров и И. И. Чукаева, Рациональная фармакотерапия в кардиологии, № 1, 48–54 (2007)
3. В. В. Вит, *Строение зрительной системы человека* (Астропринт, Одесса, 2003).
4. G. T. Dorner, E. Polska, G. Garhofer, et al., *Curr. Eye Res.* **25**, 3415 (2002).
5. G. Michelson, Schuierer G., *Fortschr. Ophthalmol.* **88**, 687 (1991).
6. А. Я. Бунин, *Гемодинамика глаза и методы ее исследования* (Медицина, М., 1971).
7. G. A. Cioffi, E. Granstam, and A. Alm, in *Adler's physiology of the eye*, Ed. by P. L. Kaufmann and A. Alm (Mosby Press, London, 2003), pp. 747–784.
8. Lobstein, A., Herr F., *Annal. Oculist.* 199, 38–69 (1966).
9. В. В. Егоров, Е. Л. Сорокин и Г. П. Смолякова, Пат. RU 2166908, Б. И., № 14 (2001).
10. О. Б. Удовиченко и М. А. Колесникова, Пат. RU 2318431, Б. И., № 7 (2008).
11. В. А. Мачехин, *Вестн. ОГУ* **173** (12), 212 (2014).
12. С. В. Балалин, В. Н. Богданов и Л. Н. Борискина, Пат. RU 2293509, Б. И., № 5 (2007).
13. В. П. Фокин, С. В. Балалин и В. Н. Богданов, Пат. RU 2425622, Б. И., № 22 (2011).
14. И. А. Гндоян, Т. Н. Шинкаренко, Л. Г. Овчинников и А. В. Никитин, Пат. RU 2345700, Б. И., № 4 (2009).
15. Ch. Ulrich and W.-D. Ulrich., *Ophthalmik Res.* **17**, 308 (1985).
16. F. Strik, *Documenta Ophthalmol.* **69**, 51 (1988).
17. J. T. Ernest, D. Archer, and A. E. Krill, *Investigat. Ophthalmol.* **11** (1), 29 (1972).
18. О. Г. Ковальчук, Пат. UA 112192, Бюл. Промислова власність, № 23 (2016).
19. J. M. Tielsch, J. Katz, A. Sommer, et al., *Arch. Ophthalmol.* **113**, 216 (1995).
20. L. Bonomi, G. Marchini, M. Marraffa, et al., *Ophthalmology* **107**, 1287 (2000).
21. H. A. Quigley, S. K. West, J. Rodriguez, et al., *Arch. Ophthalmol.* **119**, 1819 (2001).
22. F. Memarzadeh, M. Ying-Lai, J. Chung, et al., *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **51** (6), 2872 (2010).
23. M. C. Leske, S.-Y. Wu, B. Nemesure, and A. Hennis, *Arch. Ophthalmol.* **120** (7), 954 (2002).
24. M. C. Leske, S.-Y. Wu, A. Hennis, et al., *Ophthalmology* **115**, 85 (2008).
25. A. P. Cherecheanu, G. Garhofer, D. Schmidl, et al., *Curr. Opin. Pharmacol.* **13**, 36 (2013).
26. C. Gabriel, in *Report N.AL/OE-TR-1996-0037* (Occupational and environmental health directorate, Radiofrequency Radiation Division, Brooks Air Force Base, Texas, USA, 1996).
27. Л. А. Кацнельсон, *Реография глаза* (Медицина, М., 1977).
28. J. C. Downs, M. D. Roberts, and C. F. Burgoyne, *Optom Vis. Sci.* **85** (6), 425 (2008).
29. Ch. Chen, J. F. Reed, D. C. Rice, et al., *J. Biomech. Eng.* **115** (3), 231 (1993).
30. Г. А. Любимов, *Глаукома*, № 2, 64 (2006).

Substantiation of a New Method for Diagnosing Ciliary Body Microcirculatory Ischemia Based on Lower Diastolic Ocular Perfusion Pressure in Metarterioles

A.G. Kovalchouk

Filatov Institute of Eye Diseases and Tissue Therapy, National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Frantsuzskiy bul'var 49/51, Odessa, 65061 Ukraine

The possibility of diagnosing the ciliary body microcirculatory ischemia based on the lower (below 35.0 mm Hg) diastolic ocular perfusion pressure in metarterioles has been theoretically substantiated. It corresponds to the level of intraocular pressure elevation induced by local eyeball vacuum compression, which causes a decrease in the amplitude of blood volume pulse recorded by a rheograph. According to the utility model with the use of the original suction ring and rheographic electrodes embedded into the mounting system (pat. UA 112192) applied to perilimbal sclera, diastolic ocular perfusion pressure is determined only in arterioles of the ciliary body microcirculatory bed, the inflow and outflow of the aqueous humor during examination are proportionately reduced for short time to ensure unchanging eyeball volume, formula $K \frac{VAC}{D^4}$ is used to calculate the level of intraocular pressure elevation, where VAC is the degree of vacuum applied and D is the eyeball diameter, coefficient K is determined by exact dimensions of suction ring.

Keywords: oculo-oscillo-dynamography, ocular perfusion pressure, local eyeball vacuum compression, ciliary body microcirculatory ischemia, ocular impedance plethysmography