

## Устройство для бесконтактного измерения давления в передних цилиарных артериях глаза

*А.В. Гуцин*

*Волгоградский государственный университет, Волгоград*

**Аннотация:** представлены основные требования к аппаратуре для бесконтактного измерения давления в передних цилиарных артериях глаза, ее структурная схема и вариант конструктивного решения.

**Ключевые слова:** передние цилиарные артерии, давление, измерение, офтальмопневмовазотонометрия.

**Актуальность разработки.** Разработка относится к области медицины, а именно, к офтальмологии и к области медицинского приборостроения. В настоящее время в практическом здравоохранении имеется потребность в автоматизированных, интегрированных с ПК, малогабаритных, мобильных, комбинированных измерительных приборах. Эта потребность обусловлена тем, что подобные приборы позволяют повысить как качество диагностических измерений, так и производительность труда врачей за счет увеличения доступности и уменьшения трудоемкости исследований [1].

В области офтальмологии актуальной является задача исследования состояния сосудистой системы глаза, изменения которой наблюдаются при многих заболеваниях [2, 3]. Для исследования глазного кровообращения было предложено множество методов, основанных на различных физических принципах [4, 5]. Однако в настоящее время отсутствуют неинвазивные приборы, позволяющие выполнить автоматизированное прямое измерение давления в сосудистой системе глаза и оценку механических характеристик сосудистой стенки глазных сосудов. Наиболее удобны для таких исследований передние цилиарные артерии (ПЦА) глаза в силу их поверхностного расположения, доступности для визуального наблюдения и того факта, что анатомически они составляют часть сосудистой системы

---

глаза, в полной мере отражающую общее состояние этой системы. Теоретические основы исследований гемодинамики в ПЦА изложены в работах представителей волгоградской школы офтальмологии [6, 7].

**Прототипом** разрабатываемого комплекса по принципу действия является глазной пневматический тонометр, предназначенный для бесконтактного измерения внутриглазного давления (ВГД) посредством регистрации степени изменения кривизны роговицы, вызванного воздействием направленного на нее потока воздуха. Однако данный прототип не предназначен для исследования ПЦА.

Изложенное определяет **цель работы**: разработка аппаратно-программного комплекса для глазной пневмовазотонометрии.

Поставленная **цель достигается** синтезом схемы комбинированного измерительного устройства, сочетающего в себе функции измерения гемодинамики в ПЦА и уровня ВГД [8-10].

Комплекс **предназначен для измерения следующих показателей**:

1. Систолическое и диастолическое давление крови в ПЦА (mmHg);
2. Амплитуда пульсовой волны в ПЦА (mmHg);
3. Длительность анакротической и катакротической фазы пульсовой волны, их отношение (сек., отн.ед.);
4. Показатель эластичности стенок ПЦА (отн.ед.);
5. ВГД (mmHg);
6. Перфузионное давление (mmHg).

В **состав** комплекса входит измерительный модуль (далее – прибор) и внешнее программное обеспечение для ПК, предназначенное для работы с этим модулем.

**Общая характеристика принципа действия прибора.** Измерение происходит посредством регистрации изменений видимого состояния объекта (ПЦА) с помощью видеокамеры при воздействии на него потоком воздуха

---

известного давления с известного расстояния. Для измерения этого расстояния в приборе необходим УЗ-дальномер. В месте воздействия потока воздуха происходит полное или частичное сдавливание ПЦА. Информацию о систолическом давлении крови в ПЦА можно получить, определив, какое давление воздуха вызывает полное прекращение кровотока в ПЦА. Диастолическое давление в ПЦА можно вычислить, определив, какое давление воздуха вызывает появление пульсаций ПЦА. Длительность анакроты и катакроты вычисляется при анализе формы пульсации ПЦА. ВГД определяется по степени искривления роговицы под воздействием потока воздуха так, как это реализовано в прототипе. Перфузионное давление составляет разницу между систолическим давлением в ПЦА и значением ВГД.

Исходя из изложенного, в приборе необходимо наличие следующих систем:

- Система микропроцессорного управления;
- Пневматическая система;
- Ультразвуковая система;
- Система видеорегистрации;
- Система индикации и управления;
- Система связи с ПК;
- Система электропитания.

**Обобщенная структурная схема** прибора, построенная на основании этих положений, представлена на рис. 1.

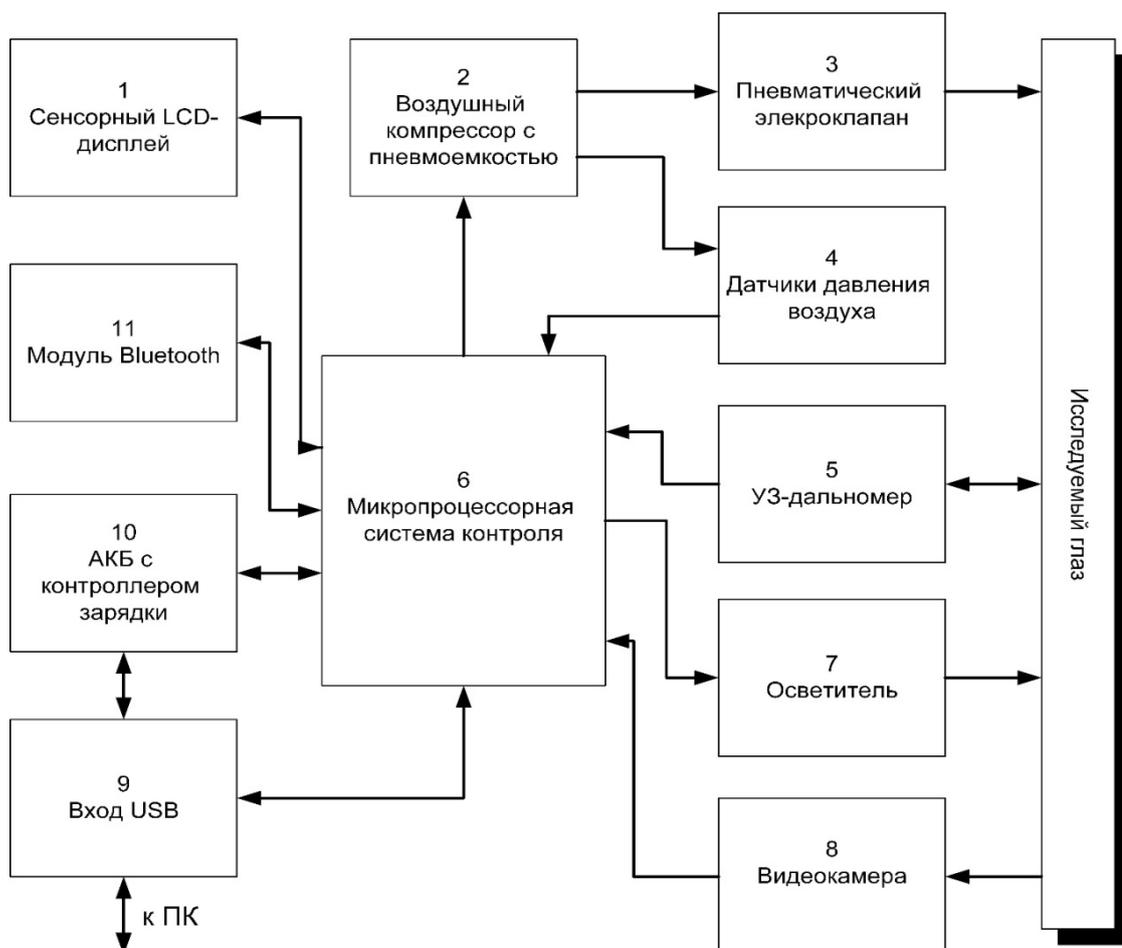


Рис. 1. Структурная схема прибора

Центральным компонентом структурной схемы офтальмопневмовазотонометра (рис. 1) является микропроцессорная система контроля (6). Она управляет воздушным компрессором на основании информации, получаемой с датчиков давления воздуха (4) с целью поддержания в пневмоемкости стабильного уровня давления воздуха. Интенсивность воздушного потока, направляемого на объект исследования, регулируется с помощью пневматического электроклапана (3). Для точного определения расстояния до исследуемого объекта служит блок УЗ-дальномера (5). Информация о состоянии до исследуемого объекта вводится в микропроцессорную систему контроля (6) с видеокамеры (8). Необходимый уровень освещенности для работы видеокамеры (8) обеспечивается

осветителем рабочего поля (7). Для взаимодействия с оператором используется сенсорный дисплей (1). С целью обеспечения возможности беспроводной связи с ПК в состав офтальмопневмовазотонометра введен модуль Bluetooth (11). Для электропитания устройства служит АКБ (10), состояние заряда которой контролируется процессором. Зарядка АКБ и проводная связь с ПК осуществляется через вход USB (9).

Сказанное выше определяет **конструктивные особенности прибора**. Он заключен в моноблочном корпусе эргономичной конструкции, выполненном из гладкого, ударопрочного пластика. Вид прибора со стороны пациента показан на рис. 2.

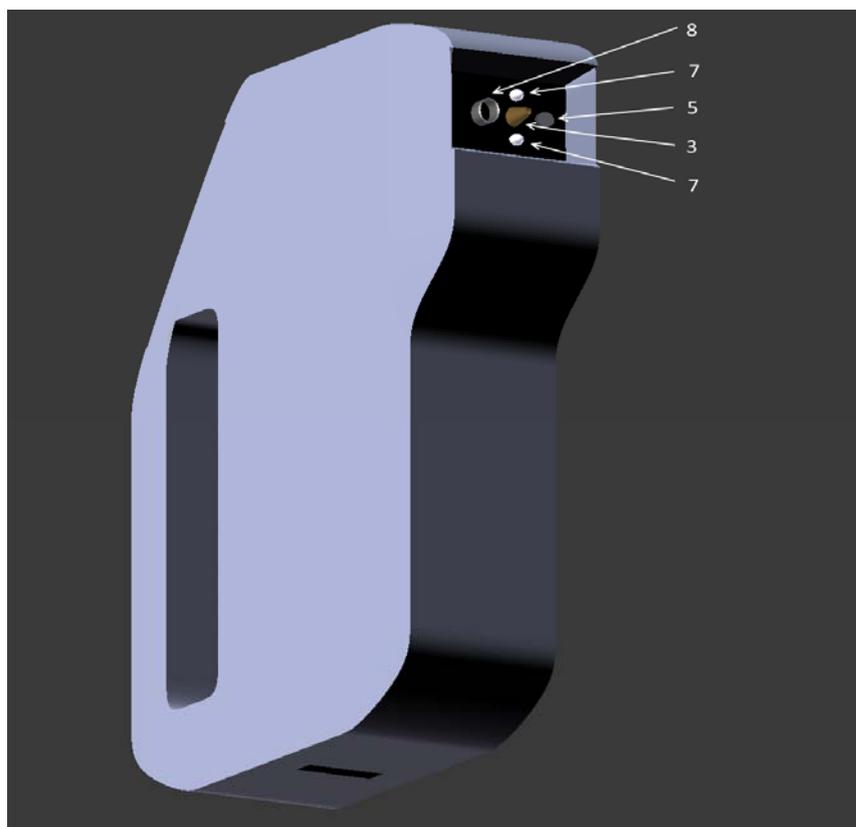


Рис. 2. Внешний вид прибора со стороны пациента (нумерация элементов согласно структурной схеме прибора)

К пациенту обращена рабочая головка прибора, состоящая из объектива видеокамеры (8), пневматического сопла (3), осветителей рабочего поля (7) и приемопередатчика УЗ-дальномера (5).

Вид прибора со стороны исследователя представлен на рис. 3.

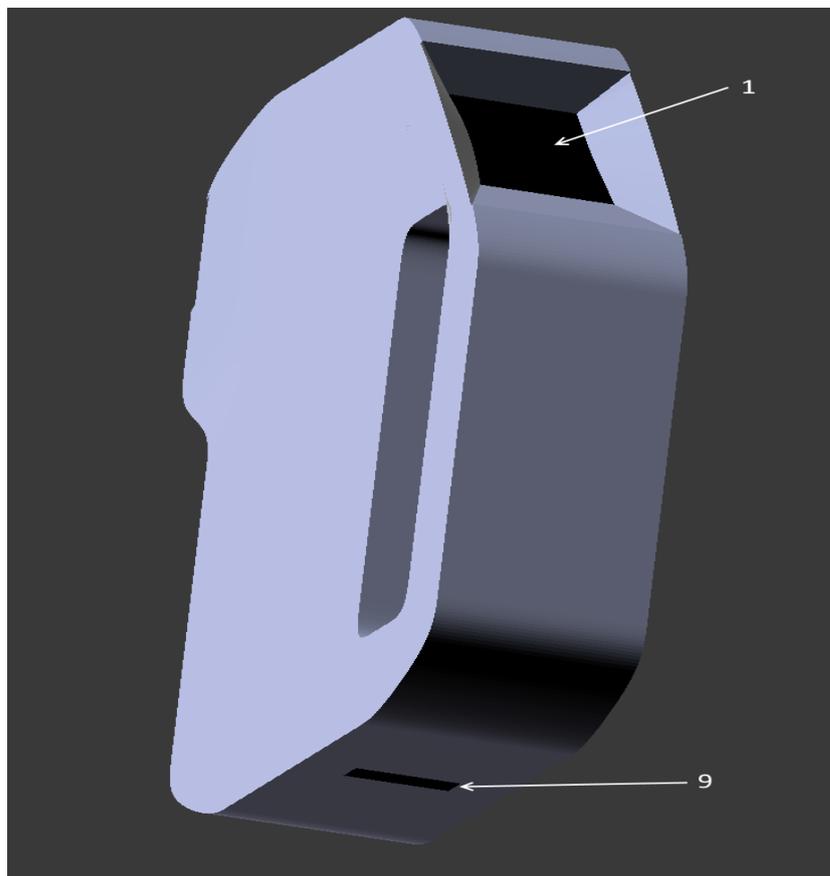


Рис. 3. Внешний вид прибора со стороны исследователя (нумерация элементов согласно структурной схеме прибора)

На рис. 3 видно, что к исследователю обращен сенсорный экран (1), расположенный таким образом, чтобы работать можно было даже одной рукой, нажимая на экран большим пальцем руки, держащей прибор. В нижней части корпуса размещено гнездо USB (9).

**Порядок работы с прибором.** Для перевода прибора в активный режим, производят нажатие на сенсорный экран (1). По окончании процедуры инициализации и с выдачей сигнала готовности прибор готов к работе.

Для выполнения измерений прибор подносят к исследуемому глазу, контролируя наведение визуально по картинке на LCD-экране (1). В процессе наведения процессор (6) прибора отслеживает видеоизображение и информацию с ультразвукового датчика расстояния (5) до объекта. В момент, когда измерительная головка прибора окажется в нужном положении, автоматически начнется процесс измерения. О завершении измерения прибор сигнализирует звуковым сигналом. По окончании измерения на экран выдаются его результаты, а при наличии связи с ПК они передаются туда для обработки. При нахождении прибора в бездействии на протяжении определенного времени он автоматически переходит в ждущий режим.

Из изложенного следуют **преимущества и положительный эффект** разрабатываемого комплекса:

1. Возможность исследования характеристик гемодинамики в ПЦА в сочетании с измерением ВГД позволяет повысить качество диагностики патологии гидро- и гемодинамики глаза.

2. Бесконтактный характер измерений определяет сниженные требования к дезинфекции прибора и к анестезии исследуемого глаза;

3. Автоматизация процесса измерений позволяет уменьшить временные затраты на них и сократить время, необходимое для обучения персонала работе с комплексом;

4. Автономность измерительного модуля устройства позволяет производить измерения в местах, не оборудованных источниками электропитания, что расширяет диапазон условий применения комплекса;

5. Отсутствие дискретных органов управления определяет легкость дезинфекции измерительного модуля и повышает его надежность;

6. Связь измерительного модуля комплекса с ПК обеспечивает возможность хранения, обработки и систематизации результатов

исследований, а также облегчает контроль динамики измеряемых показателей.

**Заключение.** Описанный аппаратно-программный комплекс в настоящее время не имеет аналогов среди серийно выпускаемых устройств. Он позволит существенно повысить качество диагностики состояния глаза, увеличив спектр измеряемых параметров состояния этого органа и доступность таких измерений в условиях практической медицины.

### Литература

1. Офтальмология / под ред. Егорова Е.А, — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. 240 с.
2. Балалин С.В., Гушин А.В. Новые возможности исследования толерантного ВГД у больных первичной открытоугольной глаукомой с помощью автоматизированной офтальмотоноскографии // Национальный журнал глаукома. 2003. № 3. С. 15.
3. Бунин А.Я. Гемодинамика глаза и методы ее исследования. – М.: Медицина, 1971. –196с.
4. Tsai, R. (1987). A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses. IEEE Journal on Robotics and Automation, 3(4), pp. 323-344
5. Friedman, E., Krupsky, S., Lane, A. M., Oak, S. S., Friedman, E. S., Egan, K., & Gragoudas, E. S. (1995). Ocular blood flow velocity in age-related macular degeneration. Ophthalmology, 102(4), pp. 640-646.
6. Гндоян И.А. Вазотонметрия в эписклеральных сосудах – клинический метод исследования кровообращения переднего сегмента глаза // Глаукома. – 2006. - № 1. – С. 58-63.
7. Гндоян И.А., Петраевский А.В., Карадже М. Немедикаментозные методы воздействия на гемодинамику и аккомодационный аппарат глаза у

- пациентов с миопией // Вестн. Волгогр. гос.мед.университета. – 2009. – №4 (32). – С.93-95.
8. Основы метрологии и электрические измерения: учебник для вузов / Под ред. Е. М. Душина. – Л.: Энергоатомиздат, Ленингр. отделение, 1987. – 480 с.
9. Наумов В.Ю., Муха Ю.П., Авдеюк О.А., Шевчук В.П., Авдеюк Д.Н. Структурная модель адаптационных контуров биоинструментальной информационно-измерительной системы // Инженерный вестник Дона, 2017, №4. URL: [ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2017/4391](http://ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2017/4391).
10. Шевчук В.П., Муха Ю.П., Авдеюк О.А., Королева И.Ю. Проблема определения погрешности визуализации обобщенных критериев управления // Инженерный вестник Дона, 2017, №4. URL: [ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2017/4390](http://ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2017/4390).

### References

1. Oftal'mologija [Ophthalmology] ed. Egorova E.A, M.: GEOTAR-Media, 2008. 240 p.
2. Balalin S.V., Gushhin A.V. Nacional'nyj zhurnal glaukoma. 2003. № 3. p. 15.
3. Bunin A.Ja. Gemodinamika glaza i metody ee issledovanija [Eye haemodynamics and methods of its study]. M.: Medicina, 1971. 196 p.
4. Tsai, R. (1987). IEEE Journal on Robotics and Automation, 3(4), pp. 323-344
5. Friedman, E., Krupsky, S., Lane, A. M., Oak, S. S., Friedman, E. S., Egan, K., Gragoudas, E. S. (1995). Ophthalmology, 102(4), pp. 640-646.
6. Gndojan I.A. Glaukoma. 2006. № 1. pp. 58-63.
7. Gndojan I.A., Petraevskij A.V., Karadzhe M. Vestnik Volgogr.gos.med.universiteta. 2009. №4 (32). pp.93-95.
8. Osnovy metrologii i jelektricheskie izmerenija: uchebnik dlja vuzov [Fundamentals of metrology and electrical measurements: a textbook for



universities]. Ed. E. M. Dushina. L.: Jenergoatomizdat, Leningr. otделение, 1987. 480 p.

9. Naumov V.Yu., Muha Yu.P., Avdeyuk O.A., Shevchuk V.P., Avdeyuk D.N. Inzhenernyj vestnik Dona (Rus), 2017, №4. URL: [ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2017/4391](http://ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2017/4391).

10. Shevchuk V.P., Muha Yu.P., Avdeyuk O.A., Koroleva I.Yu. Inzhenernyj vestnik Dona (Rus), 2017, №4. URL: [ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2017/4390](http://ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2017/4390).