

Исполнительная подсистема офтальмопневмовазотонометра

А.В. Гуцин

Волгоградский государственный медицинский университет

Аннотация: В статье изложены результаты разработки исполнительной подсистемы комбинированного медицинского измерительного прибора – офтальмопневмовазотонометра, с помощью которого возможно выполнение измерений внутриглазного давления и характеристик пульса давления в передних цилиарных артериях глаза. На основании результатов анализа предметной области автором была предложена структурная и электрическая схема исполнительной подсистемы прибора, рассмотрены технические решения отдельных ее элементов. Приведены краткие выводы по проделанной работе, а также обозначены перспективы развития проекта.

Ключевые слова: офтальмопневмовазотонометр, внутриглазное давление, исполнительная подсистема, передние цилиарные артерии.

Актуальность. В настоящее время во многих областях и в т. ч. в области медицины возрастает потребность в малогабаритных, высокоинтегрированных, автономных цифровых измерительных приборах [1].

Эта потребность связана с тем, что внедрение подобных технических решений позволит существенно повысить доступность биомедицинских измерений в условиях практического здравоохранения и уменьшить трудоемкость биомедицинских исследований, что имеет непосредственным следствием увеличение производительности труда, в данном случае – труда врачей [2]. В области офтальмологии довольно актуальной является задача исследования состояния глазного кровотока, изменения которого являются характерным признаком довольно обширной группы глазных заболеваний [3]. Важнейшими характеристиками глазной гемодинамики являются характеристики пульсовой динамики давления крови в глазных сосудах [4]. Известно множество методов, основанных на различных физических принципах, предложенных в разное время для исследования глазного кровообращения [5]. Анализ этих методов показывает, что наиболее точным

является прямое измерение динамики давления крови в сосудах [6]. Для таких измерений наиболее удобными представляются передние цилиарные артерии (ПЦА) глаза из-за их доступного для визуального осмотра расположения и того обстоятельства, что анатомически они являются частью единой сосудистой системы глаза, а, следовательно, полностью отражают общее состояние этой системы [7]. Исследования гемодинамики в ПЦА в России были особенно развиты представителями волгоградской школы офтальмологии [8-10].

Изложенное определяет цель данной работы: разработку исполнительной подсистемы прибора – мобильного офтальмопневмовазотонометра (ОПВТ), предназначенного для бесконтактного исследования гемодинамики в передних цилиарных артериях и внутриглазного давления.

Поставленная цель достигается путем решения следующих задач:

- анализ существующих прототипов и текущего уровня техники в предметной области;
- синтез схемы комбинированного измерительного устройства, сочетающего в себе функции измерения гемодинамики в ПЦА, длительности анакротической и катакротической фазы пульсовой волны и их отношение, перфузионного давления и уровня ВГД;
- структурный анализ элементов схемы и подбор ориентировочных технических решений

Анализ прототипных устройств и текущего уровня техники в предметной области, доказывает новизну данной работы. Она заключается в том, что в российском производстве отсутствуют мобильные, автоматизированные приборы для бесконтактного исследования ПЦА [11, 12], при том что текущий уровень техники позволяет его создать [13-15].

Разрабатываемый прибор позволит снизить травмоопасность исследования, повысить удобность и скорость работы с прибором.

Общая структурная схема исполнительной подсистемы ОПВТ представлена на рис. 1.

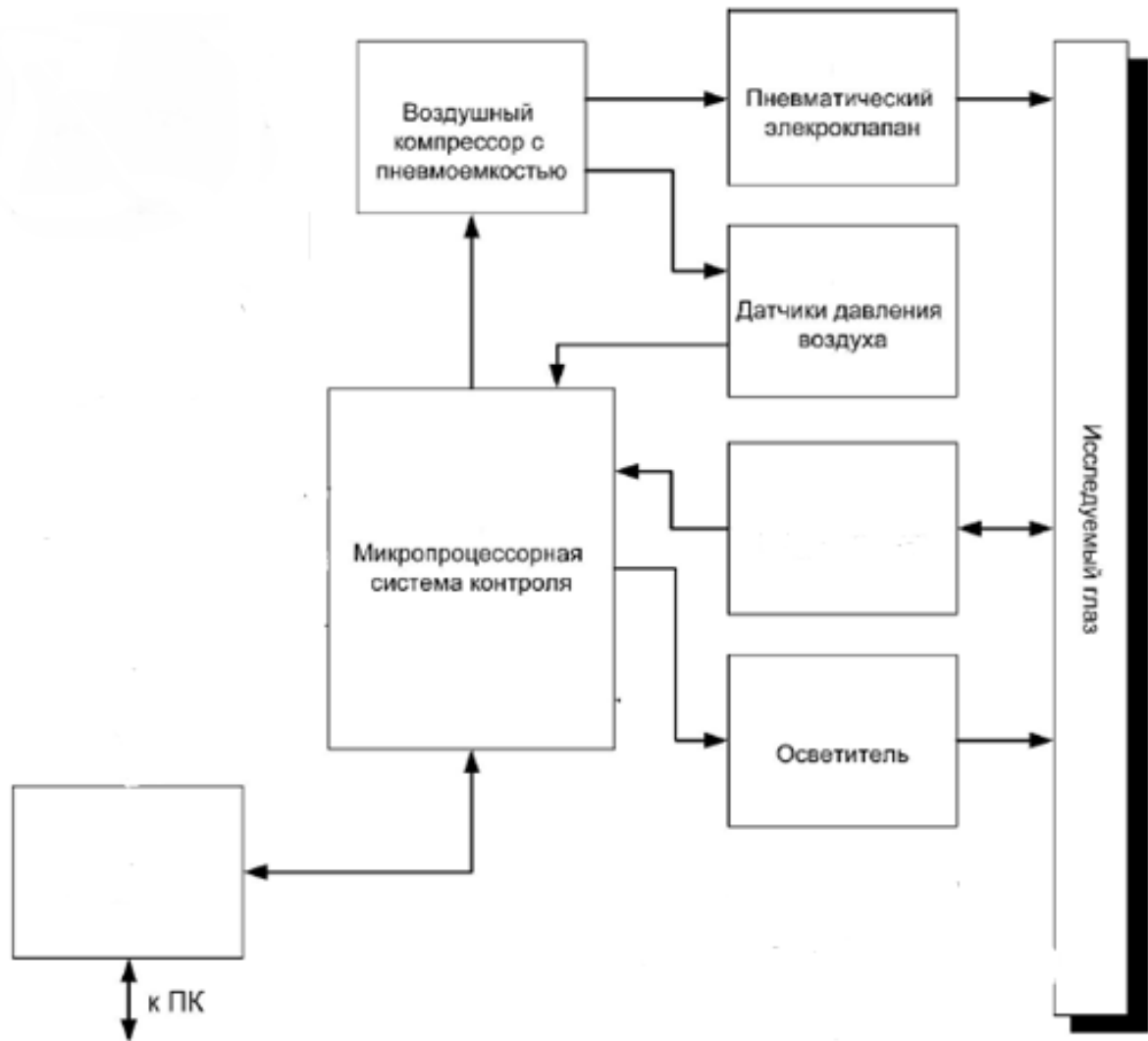


Рис. 1. Общая структурная схема исполнительной подсистемы ОПВТ

Исполнительная подсистема ОПВТ представляет собой комплекс устройств, предназначенный для нанесения дозированного воздействия на

исследуемый объект струей сжатого воздуха. Она состоит из воздушного компрессора с пневмоаккумулятором, датчика давления воздуха в системе и электропневматического клапана. Все эти элементы находятся под контролем центрального процессора ОПВТ. Наибольший интерес с точки зрения разработки исполнительной подсистемы ОПВТ представляет собой конструкция датчика давления воздуха в системе, который определяет качество работы всей этой подсистемы.

В качестве преобразователя сигнала с датчика давления воздуха в пневмосистеме была выбрана микросхема AD698AP (рис. 2), предназначенная для работы с четырехвыводным LVDT-датчиком.

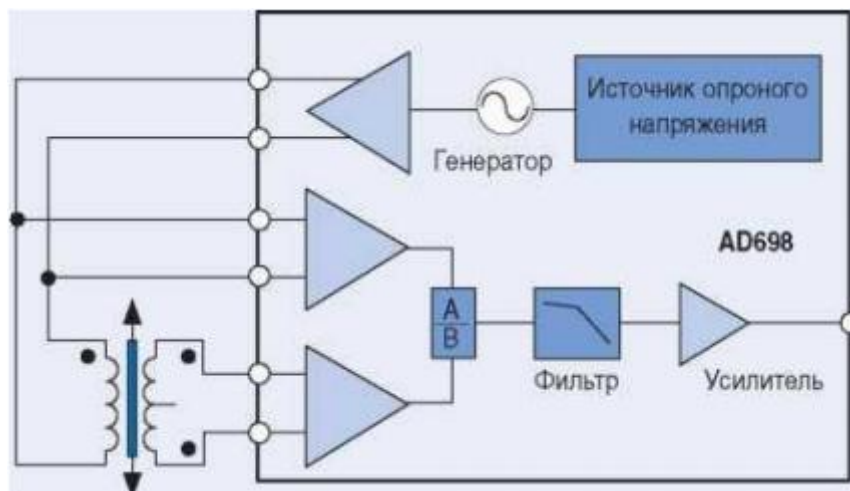


Рис. 2. Структурная схема AD698 с LVDT-датчиком

Микросхема AD698 представляет собой полную интегральную подсистему преобразования сигналов с линейно-регулируемым дифференциальным трансформатором (LVDT) и позволяет осуществлять преобразования механического положения сердечника LVDT в напряжение постоянного тока с высокой степенью точности и воспроизводимости.

В состав AD698 также входит синусоидальный генератор с низким уровнем искажений выходного сигнала для управления первичной обмоткой LVDT. Два канала синхронной демодуляции AD698 используются для

определения первичной и вторичной амплитуды. Микросхема делит выходной сигнал вторичной обмотки на амплитуду первичной обмотки и умножается на масштабный коэффициент, что позволяет минимизировать ошибки масштабирования, улучшая температурные характеристики и стабильность. К другим преимуществам этой микросхемы можно отнести повышенную температурную стабильность и улучшенную взаимозаменяемость преобразователей.

Схема включения преобразователя на микросхеме AD698 приведена на рис. 3.

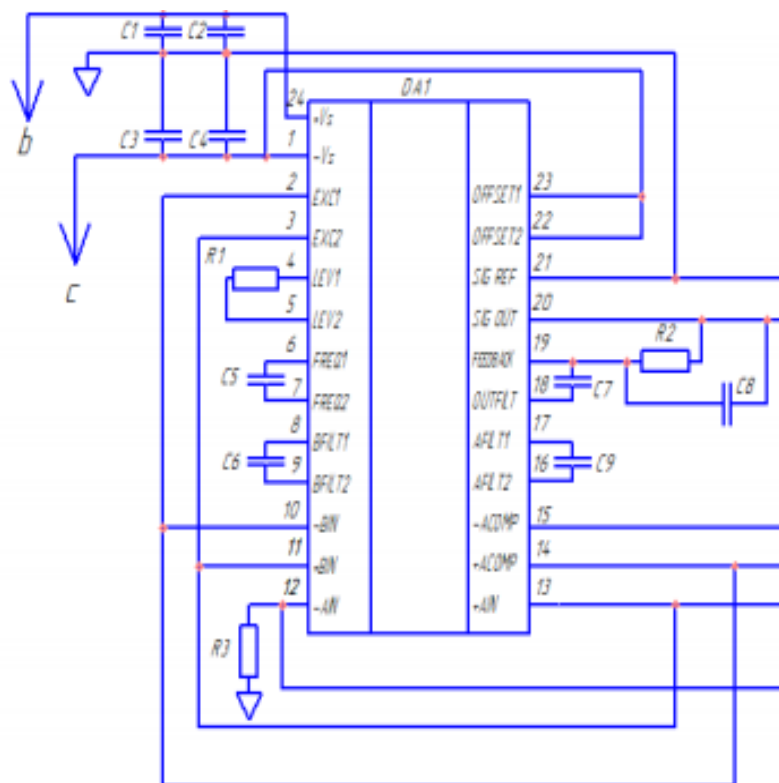


Рис. 3. Схема включения AD698AP

К отличительным особенностям используемых в ОПВТ LVDT-датчиков можно отнести достаточный динамический диапазон измеряемых перемещений и возможность функционирования в различных условиях

эксплуатации, что связано с их принципом действия и с конструктивным исполнением.

Преимуществом LVDT-датчика является относительно малое трение при перемещении сердечника, что позволяет использовать его в точных измерительных преобразователях. Для случая использования в ОПВТ, максимальная частота измеряемых механических колебаний может быть принята равной 250 Гц.

Частоту задающего сигнала на первичной обмотке измерительного трансформатора целесообразно выбирать в 10 раз выше, чем частота F_{max} ($F_{pri} = F_{max} * 10$) с целью повышения точности измерений. При этом необходимо учитывать, что данная частота должна находиться в диапазоне частот сигнала возбуждения, специфицированного для данного LVDT-датчика ($F_{pri} = 250 * 10 = 2500$ Гц, где F_{pri} – частота возбуждения первичной обмотки).

Для выбора необходимого сопротивления R_1 , LVDT-датчик необходимо подключить к микросхеме AD698 с подачей на него входного напряжения (V_{pri}). Путем измерения напряжения на обеих вторичных обмотках LVDT-датчика при смещениях измерительного сердечника датчика в крайние положения осуществляют подбор сопротивления резистора R_1 по соответствию измеряемого напряжения паспортным входным значениям напряжения для микросхемы AD698.

Емкость C_5 выбирается на основании соотношения $C_5 = 35 \text{ мкФ} / F_{pri}$. В нашем случае $C_5 = 35 \text{ мкФ} / 2500 = 14 \text{ нФ}$. Емкости C_6 , C_7 и C_9 определяют пропускную способность подсистемы измерения на микросхеме AD698 и могут быть определены по формуле $C_6 = C_7 = C_9 = 100 \text{ мкФ} / F_{max}$, где F_{max} — максимальная частота измеряемой механической вибрации или перемещения. Следовательно, $C_6 = C_7 = C_9 = 100 \text{ мкФ} / 250 = 400 \text{ нФ}$,

Для выбора номинала резистора R_2 необходима информация о чувствительности датчика (S) и о максимальном значении смещения его сердечника в одну сторону (d), имеющаяся в документации к датчику. Зная это, номинал резистора R_2 может быть получен по формуле $R_2 = V_{out} / (S * V_{pri} * I_{ref} * d)$, где V_{out} — максимальное напряжение на выходе микросхемы AD698 (± 11 В), что определяет диапазон полной шкалы 22 В; d — смещение от нулевой точки (± 0.1 мм); S — чувствительность (2,4 мВ/В/мм). При этих условиях сопротивление $R_2 = 22 / (2.4 * 0.2 * 500 * 10^{-6}) = 83.3$ кОм, при ближайшем в номинальном ряду номинале $R_2 = 83,5$ кОм.

На основании вышесказанного, в схеме целесообразно использовать $C_1 = C_3 = 6,8$ мкФ, $C_2 = C_4 = 100$ нФ, $C_8 = 1$ нФ, $R_3 = 1$ Мом. Выходное напряжение микросхемы AD698 может быть получено по формуле $U_{out} = I_{ref} * A / B * R_2$, где опорный ток $I_{ref} = 500$ мкА, A — амплитуда сигнала канала А, B — амплитуда сигнала канала В. Все резисторы и конденсаторы в исполнительной подсистеме ОПВТ были подобраны в соответствии с рассчитанными выше номиналами с погрешностью 5%.

Нами была проведена опытная проверка основных рабочих характеристик исполнительной подсистемы ОПВТ, включая время отклика и стабильность пневморегулятора. Наблюдаемое поведение физического регулятора газа соотносилось с полной нелинейной моделью для проверки работы регулятора в целом, включая переходную реакцию на изменения расхода воздуха на выходе, а также для оценки стабильности установившегося давления воздуха в пневмосистеме.

Результаты анализа динамики давления воздуха на выходном участке разрабатываемой системы представлены на рис. 4.

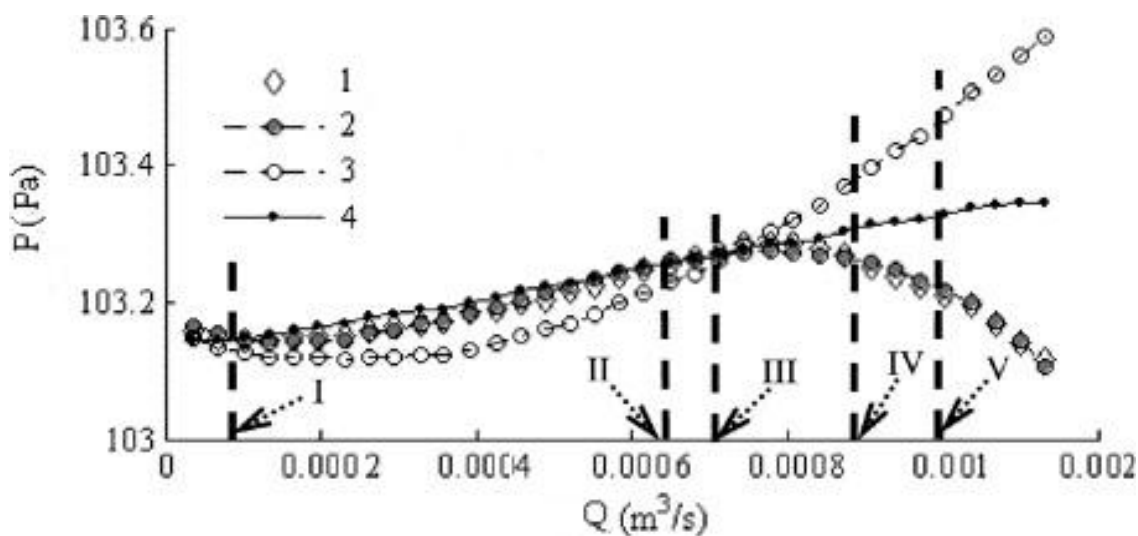


Рис. 4. Соотношения давления и потока воздуха на выходе пневмосистемы ОПВТ.

На рис. 4 показаны наблюдаемые графики давления в пневмосистеме (1) и результаты моделирования с использованием нелинейной кубической зависимости (2), квадратической зависимости (3) и линейной зависимости (4) для установившегося давления на выходе в зависимости от расхода на выходе. Из графика видно, что существует разница в реакции в установившемся режиме с использованием линейных и нелинейных моделей, особенно заметная при увеличении расхода воздуха (при увеличении диаметра выходного сопла). На рис. 4 римскими цифрами (I-V) были отмечены значения расхода воздуха через сопла различного диаметра, используемые для тестирования устройства, соответственно 1,6, 1,7, 1,85 и 2,0 мм. Из представленного графика можно сделать вывод, что линейная модель справедлива для малых объемов расхода воздуха в системе (малого диаметра сопла) в то время, как нелинейная (кубическая) модель более точно описывает поведение системы при больших расходах воздуха. Эти данные в дальнейшем будут учитываться при разработке измерительных алгоритмов ОПВТ.

Наибольший интерес представляет динамика давления воздуха при включении пневмосистемы ОПВТ, поскольку она прямо влияет на качество работы всего устройства и должна быть отражена в алгоритмах работы центрального процессора ОПВТ. Эта динамика представлена на рис. 5.

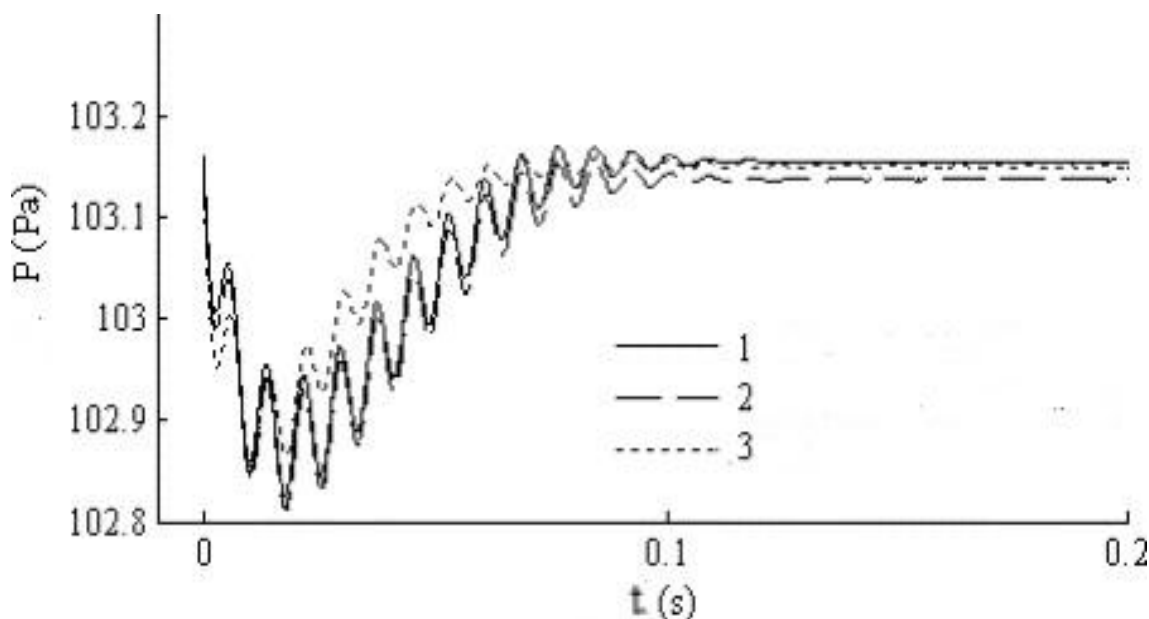


Рис. 5. Динамика давления воздуха в пневмосистеме ОПВТ в момент включения.

На рис. 5 показан временная динамика отклика на включение физической пневмосистемы ОПВТ (1) и результаты его моделирования по нелинейному кубическому (2) и линейному (3) закону для случая сопла диаметром 1,85 мм, поскольку именно при таком диаметре сопла в рассматриваемой системе обеспечивается минимальная длительность переходных процессов. На представленном графике видно, что резкое увеличение расхода воздуха при включении пневмосистемы вызывает падение давления, а затем его возврат к установившемуся состоянию. Внезапное изменение давления сначала вызывает падение регулируемого давления, которое затем восстанавливается, когда система переходит в новое

положение устойчивого равновесия. Небольшие ошибки установившегося состояния вызваны различиями в допущениях модели, и, хотя есть различия в амплитуде колебаний, частоты и время установления хорошо совпадают. Эта нестабильность заставляет регулятор вибрировать, хотя на общую работу регулятора это не влияет.

Таким образом, на представленном графике видно, что динамическая нестабильность, имеющая место в первые 0,1 с. после включения, хорошо описывается нелинейной моделью состояния пневмосистемы и не может считаться недостатком, поскольку на всем последующем графике давление в пневмосистеме демонстрирует достаточно высокую стабильность ($>0,5$ Па). Хотя изменения многих других факторов, включая температуру, расход воздуха и атмосферное давление, влияют на длительность данного периода нестабильности, эмпирические данные показывают, что этот эффект не выражен в установившемся режиме работы пневмосистемы ОПВТ.

Заключение. В результате подбора и анализа всех компонентов исполнительной подсистемы ОПВТ, была разработана принципиальная электрическая схема, на которой изображены элементы и устройства, необходимые для осуществления и контроля в изделии заданных электрических процессов, изображены электрические связи между ними. Проведен анализ динамики давления воздуха в системе, показавший, что установившийся режим ее работы отличается достаточной стабильностью и пригоден для проведения измерений.

Литература

1. Braga F., Panteghini M. Defining permissible limits for the combined uncertainty budget in the implementation of metrological traceability // *Clinical biochemistry*. -2018. –N. 57. –pp. 7-11.
2. Loeppke R., Hymel P. A., Lofland J. H., et al. Health-related workplace productivity measurement: general and migraine-specific recommendations from the ACOEM Expert Panel // *Journal of occupational and environmental medicine*. -2003. –N. 45(4). –pp. 349-359.
3. Краснов М.М., Шульпина Н.В. Терапевтическая офтальмология. – М., 1985. – 360с.
4. Бунин А.Я., Канцельсон Д.А., Яковлев А.А. Микроциркуляция глаза – М.: Медицина. 1984.-176с.
5. Басинский С.Н. Теоретические и клинические аспекты исследования гемодинамики глаза методами офтальмосфигмографии и реоофтальмографии // *Вестн. Офтальмол.* - 1990. – N 5. – С. 33-37.
6. Голенков А.К. Давление в эписклеральных сосудах глаза // *Вопросы нейроофтальмологии*. – Харьков, 1963. – Т.11-12 – С.113-124.
7. Судакевич Д.И. Архитектоника системы внутриглазного кровоснабжения и ее нарушения. - М., 1971. - 112с.
8. Гндоян И.А. Вазотонометрия в эписклеральных сосудах – клинический метод исследования кровообращения переднего сегмента глаза // *Глаукома*. – 2006. - № 1. – С. 58-63.
9. Гндоян И.А., Никитин А.В., Овчинников Л.Г., Шинкаренко Т.Н Пат. 2345700 Российская Федерация, МПК А61В3/16. Автоматизированный компьютерный вазотонометр для измерения давления крови в передних цилиарных сосудах глаза / заявитель и патентообладатель ГБОУ ВПО «Волгоградский государственный медицинский

- университет». - № 2007108624/14; опубл. 10.02.2009. – Изобретения и полезные модели. – Бюл. №4.
- 10.Петраевский, А.В., Гндоян, И.А., Куштарева, Л.Б. Локальные нейроциркуляторные и трофические изменения в переднем сегменте глаза при псевдоэксфолиативном синдроме (сообщение I) // Общество офтальмологов России МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. СН Федорова. 2008. № 5, с.39.
- 11.Гущин А.В., Мироманова И.Р. Система датчиков офтальмопневмовазотонометра // Инженерный вестник Дона. -2021. №8. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n8y2021/7137
- 12.Гущин А.В. Устройство для бесконтактного измерения давления в передних цилиарных артериях глаза // Инженерный вестник Дона. - 2018. №3. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2018/5202
- 13.Трофимов В. А., Нагибин Ю. Т., Шванова М. Л. Бесконтактный пневмооптический метод измерения внутриглазного давления // Известия высших учебных заведений. Приборостроение. – 2012. — № 3. — С. 47-50.
- 14.Shields M. B. The non-contact tonometer. Its value and limitations //Survey of ophthalmology. – 1980. – Т. 24. – №. 4. – pp. 211-219.
15. Mercer R. N. et al. Comparison of corneal deformation parameters in keratoconic and normal eyes using a non-contact tonometer with a dynamic ultra-high-speed Scheimpflug camera //Journal of Refractive Surgery. – 2017. – Т. 33. – №. 9. – pp. 625-631.

References

1. Braga F., Panteghini M. Clinical biochemistry. 2018. N. 57. pp. 7-11.
 2. Loeppke R., Hymel P. A., Lofland J. H., et al. Journal of occupational and environmental medicine. 2003. N. 45(4). pp. 349-359.
-



3. Krasnov M.M., Shul'pina N.V. Terapevticheskaya oftal'mologiya. [Therapeutic ophthalmology]. M., 1985. 360p.
 4. Bunin A.Ya., Kantsel'son D.A., Yakovlev A.A. Mikrotsirkulyatsiya glaza [Eye Microcirculation]. M.: Meditsina. 1984. 176 p.
 5. Basinskiy S.N. Vestn. Oftal'mol. 1990. N 5. pp. 33-37.
 6. Golenkov A.K. Voprosy neyrooftal'mologii. Khar'kov, 1963. V.11-12, pp.113-124.
 7. Sudakevich D.I. Arhitectoinka sistemy vnutriglaznogo krovosnabzhenia i ee narusheniya [Architecture of intraocular blood supply system and its pathology]. M., 1971. 112p.
 8. Gndoyan I.A. Glaukoma. 2006. № 1. pp. 58-63.
 9. Gndoyan I.A., Nikitin A.V., Ovchinnikov L.G., Shinkarenko T.N. Avtomatizirovannyj komp'yuternyj vazotonometr dlya izmereniya davleniya krovi v perednikh tsiliarnykh sosudakh glaza [Automated computerized vasotonometer for blood pressure measurement in anterior ciliary arteries of the eye]. Pat. Rus. № 2345700
 10. Petraevsky, A.V., Gndoyan I.A., Kushtareva L.B. Russian Ophthalmological Society ITSC «Eye Microsurgery». 2008. № 5, p.39.
 11. Gushchin A.V., Miromanova I.R. Inzhenernyj vestnik Dona. 2021. №8. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n8y2021/7137
 12. Gushchin A.V. Inzhenernyj vestnik Dona. 2018. №3. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2018/5202
 13. Trofimov V. A. Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedeniy. Priborostroenie. 2012. № 3. pp. 47-50.
 14. Shields M. B. Survey of ophthalmology. 1980. V. 24. №. 4. pp. 211-219.
 15. Mercer R. N. et al. Journal of Refractive Surgery. 2017. V. 33. №. 9. pp. 625-631.
-