

Список литературы:

1. Лебедев В.П., Кацнельсон Я.С., Леоско В.А., Барановский А.Я., Шлемис Г.И. Способ общего электрообезболивания / А. с. № 1074543 (СССР) // Б. И. 1984. 7: 24.
2. Кузин М.И. Изучение в эксперименте гепатопротекторного свойства транскраниальной чрескожной электростимуляции // Бюл. экп. биол. и мед. 1988. № 56 (9). С. 266-268.
3. Lebedev V., Melikhova M., Kolbasov S., Stroikova G., Zamuruev O., Kozlowski G. Increase of the brain endorphins release stimulates the repair processes of hepatocytes (H) in vivo after poisoning (P) // Soc. Neurosci. Abstr., Miami Beach. 1999. Vol. 25 (1). P. 193.
4. К вопросу о лечении больных гипертонической болезнью и жировым гепатозом методом транскраниальной электростимуляции / Санкт-Петербургские научные чтения. Материалы 1-й межрегиональной научно-практической конференции с международным участием. – СПб., 2001. С. 148-149.
5. Электростимуляция в лечении хронических диффузных заболеваний печени / Материалы 59-й итоговой конференции студентов и молодых ученых ВМА. 9-20 апреля 2001 г. – Волгоград, 2001. С. 84.
6. Транскраниальная электростимуляция в лечении хронических диффузных заболеваний печени / Материалы 4-го Российского научного форума с международным участием «Санкт-Петербург–Гастро–2002». – СПб., 2002. С. 283.
7. Лебедев В.П., Нечипоренко С.П., Мелихова М.В. Влияние транскраниальной электростимуляции эндорфинных структур мозга на функциональную активность гепатоцитов при их токсическом повреждении: экспериментальные данные и первые клинические наблюдения / В кн.: Транскраниальная электростимуляция: экспериментально-клинические исследования. – СПб., 2003. 528 с.
8. Лебедев В.П., Мелихова М.В., Нечипоренко С.П. Транскраниальная электростимуляция эндорфинных структур мозга: активирующее влияние на регенерацию печени после частичной гепатэктомии и онкостатический эффект / В кн.: Транскраниальная электростимуляция: экспериментально-клинические исследования. – СПб., 2003. 528 с.
9. Лебедев В.П., Ильинский О.Б., Савченко А.Б. Транскраниальная электростимуляция как активатор репаративной регенерации: от эксперимента к клинике / В кн.: Транскраниальная электростимуляция: экспериментально-клинические исследования. – СПб., 2003. 528 с.
10. Окорочков А.Н. Диагностика болезней внутренних органов: Т. 1. Диагностика болезней органов пищеварения. – М.: Медицинская литература, 2000. 560 с.
11. Подымова С.Д. Болезни печени / 3-е изд. Руководство для врачей. – М.: Медицина, 1998. 703 с.
12. Апросина З.Г. Хронические вирусные заболевания печени: пато- и морфогенез, клиническая характеристика // Терапевтический архив. 1995. № 67 (5). С. 77-80.
13. Блюгер А.Ф., Новицкий И.Н. Практическая гепатология. – Рига, 1978. С. 22-55.
14. Scheig R. Evaluation of tests used to screen patients with liver disorders // Prim. Care. 1996. № 23 (3). С. 551-560.
15. Логинов А.С., Пушкарь Ю.Т. Реогепатограмма печени в норме и патологии // Терапевтический архив. 1962. № 34 (3). С. 81-87.
16. Волков В.С., Высоцкий Н.Н., Троцок В.В., Мишин В.И. Оценка состояния микроциркуляции методом конъюнктивальной биомикроскопии // Клиническая медицина. 1976. № 7. С. 115-119.
17. Акоев Г.Н., Ильинский О.Б., Колосова Л.И. Влияние опиоидного пептида даларгина на регенерацию седалищного нерва крысы // Физиол. журнал СССР. 1989. № 75 (1). С. 33-38.

Всеволод Владимирович Скворцов,
д-р мед. наук, доцент,
Александр Владимирович Тумаренко,
канд. мед. наук, ассистент,
кафедра пропедевтики внутренних болезней,
ГБОУ ВПО ВолГМУ Минздрава России,
г. Волгоград,
e-mail: 1vskvortsov@gmail.com

Д.А. Усанов, А.В. Скрипаль, Т.Б. Усанова, С.Ю. Добдин

Лазерный измеритель внутриглазного давления

Аннотация

Представлено описание измерителя внутриглазного давления, принцип действия которого основан на анализе отраженного от склеры глаза излучения полупроводникового лазерного автодина. С помощью лазерного автодина величина прогиба и ускорения склеральной оболочки глаза измерялись под действием пневмоимпульса. Значение внутриглазного давления определялось по отношению этих параметров. Измерения внутриглазного давления проведены как на модели глазного яблока, так и in vivo.

Введение

Первый метод измерения офтальмотонуса был предложен в 1885 году А.Н. Маклаковым [1]. Метод заключался в том, что на поверхность роговицы помещали груз определенной массы с плоским основанием. При этом роговица деформировалась, образуя площадку контакта груза и роговицы. Очевидно, что при прочих равных условиях площадка контакта будет тем меньше, чем больше внутриглазное давление. Поэтому площадь контактирующей поверхности или ее диаметр могут служить численной характеристикой величины внутриглазного давления. Позднее появились и другие методы оценки внутриглазного давления (ВГД). Среди них можно отметить тонометрию по Гольдману и тонометрию по

Шиотцу [2], [3]. Несмотря на широкое применение подобных инструментальных средств, и в наше время имеются проблемы их использования. Поскольку для измерения давления требуется контакт плунжера и глаза, необходима анестезия. Кроме того, при использовании такого рода методов нельзя полностью гарантировать исключение возможности инфицирования глаза.

В современной медицинской практике используются пневмотонометры, которые позволяют проводить измерения внутриглазного давления по результатам воздействия на глазное яблоко направленной струи воздуха [4], [5]. В этом случае процесс измерений является более комфортным для пациента по сравнению с традиционными методами измерений внутриглазного давления, но по точности уступает им.

С целью повышения точности измерений ВГД бесконтактным способом представляет интерес разработка устройства, основанного на использовании высокочувствительного полупроводникового лазерного автодина. Возможность применения лазерных автодинов для анализа различных биологических объектов была показана ранее в работах [6], [7]. В настоящей статье описано устройство измерения внутриглазного давления, реализующее предложенные в этих работах способы измерений. Возможность повышения точности измерения внутриглазного давления при выборе в качестве информационного параметра отношения величины прогиба к ускорению движения склеральной оболочки участка ее поверхности при воздействии пневмоимпульса была обоснована в работах [8], [9].

Устройство для измерения ВГД

Блок-схема устройства для бесконтактного измерения внутриглазного давления представлена на рис. 1. Она включает в себя полупроводниковый лазер на квантово-размерных структурах 1, стабилизированный источником тока 3, излучение от которого направлялось на склеру глаза. Мощность лазера не превышала 100 мкВт. Время облучения поверхности склеры лазером определялось диафрагмой и составляло 0,1 с. Открытие и закрытие диафрагмы осуществлялось с помощью управляющего электрического импульса от пневмотической системы. Такого рода подход позволил синхронизировать момент облучения поверхности лазером и выброс воздушного импульса. Воздушные импульсы от пневмосистемы с электронным блоком управления (ЭБУ) 2, запитанной источником тока 4, по гибкому шлангу и пластмассовой трубке направлялись на освещаемую лазером поверхность склеры. Часть излучения, отраженного от глаза, возвращалась в резонатор полупроводникового лазера, изменение выходной мощности которого регистрировалось встроенным фотодетектором 5. Сигнал с фотодетектора поступал через усилитель 6 на аналого-цифровой преобразователь 7. Цифровой сигнал с АЦП для последующей обработки сохраняли в памяти ЭВМ 8.

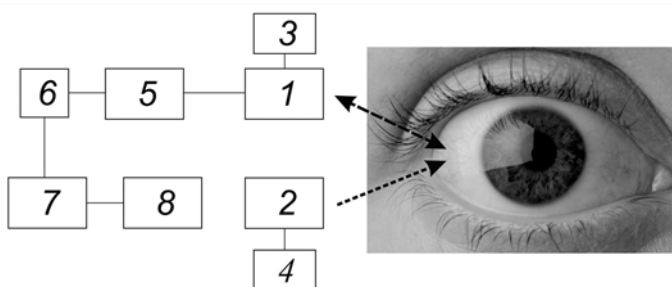


Рис. 1. Блок-схема экспериментальной установки

В состав пневмосистемы входили: блок управления с микроконтроллером PIC16F628A, датчик давления MPX5050GP, ресивер, обратный клапан давления АЖК, микронасос KNF, драйвер управления насосом L293D. Все элементы были размещены на единой электронной платформе, способной обмениваться данными с ЭВМ.

Измерение внутреннего давления на модели глазного яблока

В работе [10] показано, что внутреннее давление объекта можно определить, зная величину прогиба и параметры движения. Оба этих параметра являются величинами, зависящими от давления воздушного удара.

В этом случае целесообразно использовать другой параметр, позволяющий оценить внутреннее давление. В работах [8], [9] показано, что параметром, который слабо зависит от величины давления воздушного удара и изменения расстояния до глазного яблока, является отношение величины прогиба оболочки и ускорения.

Величина прогиба оболочки макета может быть определена по сигналу полупроводникового лазерного автодина с использованием соотношения

$$P(t) = \cos \left[\theta + \frac{4\pi}{\lambda_0} Z(t) \right], \quad (1)$$

где θ – набег фазы автодинного сигнала; λ_0 – длина волны лазерного излучения; t – интервал времени наблюдаемого автодинного сигнала на различных участках движения; $Z(t)$ – функция, описывающая продольные перемещения объекта.

Для нахождения смещения необходимо восстановить неизвестную функцию движения объекта $Z(t)$. Для восстановления функции $Z(t)$ была использована методика, приведенная в [9].

Нахождение неизвестного ускорения a было сведено к решению обратной задачи в результате нахождения минимума функционала (2), определяемого как сумма квадратов отклонений экспериментальных и теоретических величин автодинного сигнала (1) для различных временных интервалов:

$$S(\Delta Z, a) = \sum_i [P_{\text{эксн}}(t_i) - P_{\text{теор}}(t_i, \Delta Z, a)]^2. \quad (2)$$

Условия минимума выражаются соотношениями

$$\frac{\partial S(\Delta Z, a)}{\partial \Delta Z} = 0; \quad (3)$$

$$\frac{\partial S(\Delta Z, a)}{\partial a} = 0. \quad (4)$$

Для моделирования деформации глазного яблока под действием воздушной струи был использован резиновый шарик, заполненный гелем, с разным внутренним давлением. Давление внутри шарика изменяли путем введения дополнительного объема геля. Образец имел диаметр, близкий к реальному диаметру глаза (24 мм). Тестовое измерение величины внутреннего давления проводилось по методу Маклакова грузом массой 10 г.

Экспериментальные исследования были проведены при трех различных силах воздействия и пяти различных внутренних давлениях (ВД). Деформация поверхности макета приводила к изменению величины автодинного сигнала полупроводникового лазера. Прогиб и параметры движения при этом определялись по автодинному сигналу по методикам, приведенным выше. Используя значения отношения $\Delta Z / a$, полученные для трех разных давлений воздушной струи и разных ВД макета, установили, что отношение смещения и ускорения участка поверхности упругого тела с внутренним давлением 24 мм рт. ст. изменяется следующим образом: для давления воздушной струи $p_1 = 0,02$ Па отклонение $\Delta Z / a$ от среднего значения составило 0,207 %, для $p_2 = 0,08$ Па – 0,047 %, для $p_3 = 0,16$ Па – 0,27 %. Близкие результаты были получены и для внутренних давлений макета 16 и 20 мм рт. ст. Таким образом, можно сделать вывод о том, что отношение $\Delta Z / a$ слабо зависит от давления воздушной струи.

Были проведены также измерения ΔZ и a при разных расстояниях между источником пневмоимпульсов и объектом (Δx). Измерения величины прогиба и ускоре-

ния оболочек проводились для трех расстояний: 5, 10 и 15 мм. Полученные результаты показали, что при изменении расстояния между источником пневмоимпульсов и объектом исследований в пределах одного давления величина $\Delta Z / a$ также изменяется слабо.

Отмеченные особенности обуславливают малую погрешность, связанную с движением глазного яблока во время измерения ВГД, по сравнению с известными устройствами.

Измерение внутреннего давления in vivo

Были проведены экспериментальные исследования, доказывающие применимость лазера для измерения ВГД in vivo. При измерении деформаций глаза при различном давлении использовали лазерный диод RLD-650, удовлетворяющий требованиям санитарных норм СанПиН 5804-91. Кроме того, для контроля внутриглазного давления использовали пневмотонометр «Canon Full Auto Tonometr TX-F10» (CFAT). Измерения параметров движения проводились с использованием лазерного диода RLD-650.

Все исследования были проведены в клинике глазных болезней Саратовского государственного медицинского университета под наблюдением опытного врача-офтальмолога. Исследование проводилось при наличии информированного согласия.

Голову пациента перед проведением измерений фиксировали при помощи лобно-подбородной опоры (рис. 2). Экспериментальные исследования проводились в два этапа. На первом этапе проводили измерение внутриглазного давления разработанным устройством и CFAT. На втором этапе измеряли ВГД разработанным устройством и CFAT после закапывания препарата «Дуотрав», понижающего ВГД. Препарат обладает комбинированным действием: увеличивает увеосклеральный отток и уменьшает образование водянистой влаги. Он состоит из двух активных веществ: травопроста и тимолола. После измерений сравнивали величины прогиба склеры до и после закапывания капель.

Анализ полученных сигналов показал, что значения максимального прогиба и ускорения склеральной оболочки до закапывания препарата «Дуотрав» оказались

меньше, чем после закапывания. Контроль ВГД пневмотонометром CFAT подтвердил уменьшение давления после закапывания препарата. Результаты расчета максимального ускорения a , максимальной величины прогиба склеры ΔZ и ВГД до и после закапывания препарата приведены в табл. 1.

Из таблицы видно, что величины прогиба и ускорения склеральной оболочки от пневмоимпульсов, измеренные через 1 ч после закапывания препарата, увеличились для прогиба ΔZ на 33,5 %, для ускорения a на 25,9 %. Отношение прогиба к ускорению $\Delta Z / a$ увеличилось на 6,0 %.

Выводы

В статье представлено устройство, позволяющее проводить бесконтактное измерение внутриглазного давления. С учетом санитарных норм для лазерного излучения проведено измерение внутриглазного давления in vivo и показано, что разработанное устройство позволяет достичь высокой чувствительности измерений.

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (государственные задания № 1376 и 1575).

Список литературы:

1. Любимов Г.А. История развития и биомеханическое содержание измерения внутриглазного давления по методу Маклакова // Глаукома. 2006. № 1. С. 43-49.
2. Штейн А.А. О зависимости давление – объем для нагруженного извне глазного яблока // Известия Российской академии наук. Механика жидкости и газа. 2010. № 2. С. 12-22.
3. Любимов Г.А. О возможностях метода эластометрии для исследования упругих свойств оболочки глазного яблока // Механика жидкости и газа. 2010. № 2. С. 3-11.
4. Аветисов С.Э., Бубнова И.А., Антонов А.А. Исследование влияния биомеханических свойств роговицы на показатели тонометрии // Бюллетень Сибирского отделения Российской академии медицинских наук. 2009. № 4. С. 30-33.
5. Мачехин В.А. Сравнение данных пневмотонометрии (Reichert 7) и аппланационной тонометрии по Маклакову в здоровых глазах и при глаукоме / Глаукома: теория, тенденции, технологии. НРТ Клуб Россия-2010. Сб. научн. статей. – М., 2010. С. 285-291.

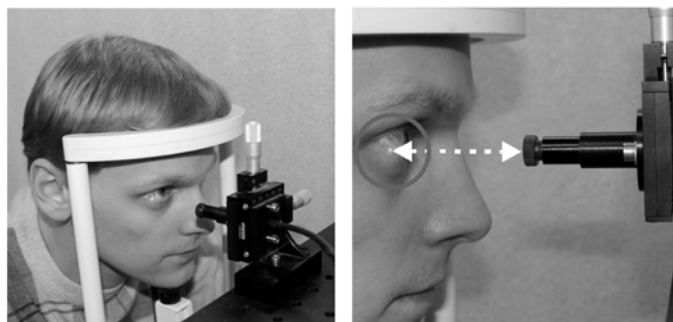


Рис. 2. Бесконтактное измерение внутриглазного давления устройством на базе лазерного диода RLD-650

Изменение параметров движения склеральной оболочки глаза под действием пневмоимпульсов через 1 ч после закапывания препарата

Таблица 1

№ п/п	Этап	ВГД (CFAT), мм рт. ст.	a , м/с ²	ΔZ , мкм	$\Delta Z / a \cdot 10^{-4}$, с ²
1	До препарата	OD = 15	0,0147	2,81	1,912
2	После препарата	OD = 14	0,0185	3,75	2,027

6. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Скрипаль А.В. Физика полупроводниковых радиочастотных и оптических автодинов. – Саратов: Изд-во Саратов. ун-та, 2003. 312 с.
7. Усанов Д.А., Скрипаль А.В. Измерение микро- и нановибраций и перемещений с использованием полупроводниковых лазерных автодинов // Квантовая электроника. 2011. Т. 41. № 1. С. 86-94.
8. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Усанова Т.Б., Добдин С.Ю. Метод измерения внутриглазного давления с помощью полупроводникового лазерного автодина // Письма в ЖТФ. 2012. № 3. С. 69-74.
9. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Усанова Т.Б., Добдин С.Ю. Исследование упругих свойств глаза на модели и in vivo с помощью полупроводникового лазерного автодина // Российский журнал биомеханики. 2012. № 4 (58). С. 8-21.
10. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Усанова Т.Б., Добдин С.Ю. Исследование упругих свойств сферической оболочки с помощью полупроводникового лазерного автодина // ЖТФ. 2012. № 6. С. 156-159.

Дмитрий Александрович Усанов,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
зав. кафедрой физики твердого тела,
Анатолий Владимирович Скрипаль,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
зав. кафедрой медицинской физики,
Саратовский государственный
университет им. Н.Г. Чернышевского,
Татьяна Борисовна Усанова,
канд. мед. наук, врач детского отделения
клиники глазных болезней,
ГОУ ВПО «Саратовский ГМУ
им. В.И. Разумовского» Росздрава,
Сергей Юрьевич Добдин,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
Саратовский государственный
университет им. Н.Г. Чернышевского,
г. Саратов,
e-mail: UsanovDA@info.sgu.ru

А.А. Пуговкин, С.В. Селищев, Д.В. Тельшев

Стенд моделирования сердечно-сосудистой системы для испытаний аппаратов вспомогательного кровообращения

Аннотация

Описывается стенд сердечно-сосудистой системы человека, предназначенный для проведения испытаний аппаратов вспомогательного кровообращения. Стенд представляет собой гидравлический контур, моделирующий работу большого и малого кругов кровообращения. Стенд состоит из 2 искусственных желудочков, 4 закрытых резервуаров, пневматической системы управления, 1 датчика расхода жидкости, 10 датчиков давления, 2 дросселей для обеспечения сосудистого сопротивления. Разработанный стенд позволяет добиться гидродинамических характеристик, сопоставимых с работой сердца человека. Данный стенд может быть использован для проведения доклинических испытаний аппаратов вспомогательного кровообращения левого желудочка сердца, правого желудочка сердца, обоих желудочков сердца и полностью искусственного сердца.

Введение

На терминальных стадиях развития сердечной недостаточности медикаментозные и терапевтические методы не приносят должного результата и единственным способом сохранить жизнь пациента становится трансплантация сердца либо имплантация устройства, призванного заместить или полностью взять на себя функцию сердца. К устройствам частичного замещения функции сердца относятся аппараты вспомогательного кровообращения (АВК). На сегодняшний день наибольшее распространение получили АВК, в основе работы которых используются осевые или центробежные насосы непрерывного типа [1], [2]. Использование данных систем в 2009 году превысило количество трансплантаций сердца в США [3]. С целью проведения доклинических испытаний АВК используют специальные стенды сердечно-сосудистой системы [4], [5]. В России в последние годы активно ведутся исследования в области АВК [6]-[9]. Для разработки, совершенствования и проведения испытаний АВК был спроектирован и изготовлен стенд сердечно-сосудистой системы, позволяющий воспроизводить различные состояния физиологической сердечно-сосудистой системы.

Основная часть

Стенд сердечно-сосудистой системы состоит из гидравлического контура, пневматической системы управления и измерительной системы, фиксирующей показани

ния датчиков давления и потока. На рис. 1 и 2 представлены схема и фотоизображение гидравлического контура. Гидравлический контур состоит из двух искусственных желудочков и четырех закрытых резервуаров. Все составляющие гидравлического контура последовательно соединены магистралями гибких лабораторных трубок из поливинилхлорида (TYGON E-3603; «Compagnie de Saint-Gobain», Курбевуа, Иль-де-Франс, Франция), имеющих внутренний диаметр 12,7 мм. Левый (80 мл) и правый (72 мл) искусственные желудочки («Medos VAD»; «Medos Medizintechnik AG», Штольберг, Германия) являются мембранными насосами, имитирующими сократительную деятельность сердца с помощью пневматической системы управления. Каждый искусственный желудочек имеет входной и выходной клапаны, необходимые для предотвращения изменения направления потока жидкости в контуре.

Пневматическая система управления состоит из пневматической станции и пневматического привода. Пневматическая станция имеет шкалу давления, тумблер переключения режимов работы и ручки регулирования уровня давления и разрежения. В процессе работы пневматическая станция одновременно создает давление в 0,5 атм и разрежение в –0,15 атм, необходимые для работы пневматического привода. Пневматический привод распределяет давление и разрежение со своих входов на выходы, предназначенные для левого желудочка и правого желудочка, таким образом заставляя мембрану искусственных желудочков колебаться с определенными ампли-