

5. GOST PB 51987-2002. Information technology. A complex of standards on the automated systems. Typical requirements and parameters of quality of functioning of information systems. General provisions. Moscow, 2002. 53 p. (In Russ.)
6. Kramer G. *Matematicheskie metody statistiki* [Mathematical methods of statistics]. Moscow, Mir, 1975. 648 p.
7. Lobeyko V. I. *Sovremennye podkhody k organizatsii ispytaniy slozhnykh system* [Modern approaches to the organization of tests of complex systems]. Astrakhan, Astrakhan Univ. Publ., 2006. 332 p.
8. Magnus Ya. R., Neydeker H. *Matrichnoe differentialnoe ischislenie s prilozheniyami k statistike i ekonomike* [Matrix differential calculus with annexes to statistics and economy]. Moscow, FIZMATLIT, 2002. 496 p.
9. Korolev V. Yu. *Matematicheskie osnovy teorii riska* [Mathematical bases of the theory of risk]. Moscow, Fizmatlit, 2011. 591 p.
10. Starusev A. V. Metod povysheniya effektivnosti ispolzovaniya resursov EVM [Method of increase of efficiency of use of resources of computer]. *Prikaspiyskiy zhurnal: upravlenie i vysokie tekhnologii* [Caspian Journal: Management and High Technologies], 2013, no. 1 (21), pp. 12–15.

УДК 621.375.826:612.76

## **МЕТОДЫ АНАЛИЗА АВТОДИННОГО СИГНАЛА ПРИ ИЗМЕРЕНИИ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ<sup>1</sup>**

Статья поступила в редакцию 26.11.2014, в окончательном варианте 11.12.2014.

**Усанов Дмитрий Александрович**, доктор физико-математических наук, профессор, Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, 410012, Российская Федерация, г. Саратов, ул. Астраханская, 83, тел.: 8452-511430, e-mail: usanovDA@info.sgu.ru

**Скрипаль Анатолий Владимирович**, доктор физико-математических наук, профессор, Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, 410012, Российская Федерация, г. Саратов, ул. Астраханская, 83, тел.: 8452-511430, e-mail: skripalav@info.sgu.ru

**Усанова Татьяна Борисовна**, кандидат медицинской наук, врач-офтальмолог, Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, 410012, Российская Федерация, г. Саратов, ул. Астраханская, 83, тел.: 8452-271496, e-mail: UsanovaDA@info.sgu.ru

**Добдин Сергей Юрьевич**, кандидат физико-математических наук, доцент, Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, 410012, Российская Федерация, г. Саратов, ул. Астраханская, 83, тел.: 8-927-112-22-51, e-mail: sergant1986@ya.ru

**Астахов Елисей Игоревич**, аспирант, Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, 410012, Российская Федерация, г. Саратов, ул. Астраханская, 83, тел.: 8-927-912-19-09, e-mail: elisey.astakhov@gmail.com

В статье представлены методы анализа автодинного сигнала при измерении внутриглазного давления (ВГД) с помощью полупроводникового лазера. Определение ВГД выполнялось путем анализа восстановленных параметров движения склеральной оболочки глаза, под действием пневмоимпульсов. Для нахождения значений ВГД были использованы для сравнения два метода анализа автодинного сигнала: восстановление функции движения склеральной оболочки глаза с помощью обратной функции и с использованием прямого и обратного вейвлет-преобразования автодинного сигнала. По результатам анализа автодинного сигнала определялось отношение прогиба склеральной оболочки к ускорению. Проведенный анализ позволил установить связь «отношения прогиба оболочки к ускорению» с внутренним давлением, измеренным с помощью серийно выпускаемого бесконтактного пневмотонометра. Для измерения ВГД описанными методами разработано устройство, позволяющее с микронным разрешением определять прогиб склеральной оболочки глаза под действием пневмоимпульса *in vivo*.

<sup>1</sup> Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (государственное задание № 1376 и 1575).

**Ключевые слова:** внутриглазное давление, биомеханика глаза, лазерная система, автодинный сигнал, интерференционный сигнал, внешняя оптическая обратная связь, компьютерное моделирование

**METHODS OF SELF-MIXING SIGNAL ANALYSIS  
FOR MEASUREMENT INTRAOCULAR PRESSURE**

*Usanov Dmitriy A.*, D.Sc. (Physics and Mathematics), Professor, Saratov State University named after N.G. Chernyshevsky, 83 Astrakhanskaya St., Saratov, 410012, Russian Federation, phone: 8452-511430, e-mail: usanovDA@info.sgu.ru

*Skripal Anatoliy V.*, D.Sc. (Physics and Mathematics), Professor, Saratov State University named after N.G. Chernyshevsky, 83 Astrakhanskaya St., Saratov, 410012, Russian Federation, phone: 8452-511430, e-mail: skripalav@info.sgu.ru

*Usanova Tatyana B.*, Ph.D. (Physics and Mathematics), ophthalmologist, Saratov State University named after N.G. Chernyshevsky, 83 Astrakhanskaya St., Saratov, 410012, Russian Federation, phone: 8452-511430, e-mail: usanovDA@info.sgu.ru

*Dobdin Sergey Yu.*, Ph.D. (Physics and Mathematics), Associate Professor, Saratov State University named after N.G. Chernyshevsky, 83 Astrakhanskaya St., Saratov, 410012, Russian Federation, phone: 8-927-112-22-51, e-mail: sergant1986@ya.ru

*Astakhov Elisey I.*, post-graduate student, Saratov State University named after N.G. Chernyshevsky, 83 Astrakhanskaya St., Saratov, 410012, Russian Federation, phone: 8-927-912-19-09, e-mail: elisey.astakhov@gmail.com

The article represents methods of self-mixing signal analysis for measurement intraocular pressure using semiconductor laser. Intraocular pressure has been determined from the analysis of the restored motion parameters of a scleral layer of the eye, under pneumatic impulse influence. Two methods of self-mixing signal analysis have been used to measure the intraocular pressure: the restoration of the motion function of scleral layer of the eye using inverse function and, for comparison, the restoration of the motion function of scleral layer of the eye using direct and indirect wavelet-transformations of self-mixing signal. In the result of self-mixing signal analysis, the ration between the deflection of scleral layer and acceleration has been determined. The conduct analysis allowed setting a relationship between the ration of the deflection of scleral layer to acceleration and intraocular pressure, measured using serial produced noncontact pneumatic tonometer. For measurement intraocular pressure, using represented methods, the device has been designed. The device allows to measure the deflection of scleral layer of the eye with micron resolution under pneumatic impulse influence.

**Keywords:** intraocular pressure, biomechanics of the eye, laser system, autodyne signal, interference signal, external optical feedback, computer simulation

**Введение.** В современной медицинской практике для измерения внутриглазного давления (ВГД) используются как контактные [4, 10, 13, 14], так и бесконтактные глазные тонометры [11, 12, 15]. Преимуществом контактных тонометров является достоверность измеряемых величин. Широкое применение бесконтактных тонометров ограничивается их относительно невысокой точностью измерений. Нами для определения ВГД предлагается использовать бесконтактный тонометр, основанный на лазерной регистрации микронных смещений глазного яблока под действием пневмоимпульса, позволяющий решить проблему повышения точности измерений. Для предлагаемого способа она зависит от применяемого метода анализа автодинного сигнала.

Целью данной работы является сравнение методов, позволяющих проводить анализ автодинного сигнала при бесконтактном измерении ВГД.

**Общая характеристика актуальности и проблематики работы.** Из истории офтальмологии известно, что первым инструментальным методом измерения офтальмотонуса в мире был метод, предложенный в 1885 г. русским врачом А.Н. Маклаковым [2, 3]. Метод заключался в том, что на поверхность роговицы глаза помещался груз известной массы с плоским основанием. Под тяжестью груза роговица деформировалась, образуя площадку контакта груза и роговицы. При прочих равных условиях площадка контакта тем меньше, чем больше ВГД. Отсюда следует, что площадь контактирующей поверхности или ее диаметр могут служить параметрами, позволяющими количественно оценить величину ВГД. Позже стали известны другие методы измерения ВГД контактным способом. Наибольшее распространение из них получили тонометры Гольдмана и тонометры Шиотца, близкие по своему принципу действия к тонометру Маклакова. Однако, несмотря на широкое применение указанных инструментальных средств и в наше время, они имеют ряд недостатков. Подобные методы измерения ВГД требуют обязательного контакта измерителя и поверхности глазного яблока, что может доставлять определенный дискомфорт пациенту; несмотря на все меры предосторожности, невозможно исключить вероятность инфицирования глаза; продолжительное время процедуры вызывает определенный дискомфорт, что приводит к определенным трудностям при обследовании детей и пожилых людей.

В настоящее время известны методы бесконтактной тонометрии глаза, позволяющие проводить измерения ВГД в результате воздействия на глаз пневмоимпульсом. По сравнению с контактной тонометрией, бесконтактная является более комфортной для пациента. В этом случае не требуется проводить дополнительную анестезию глаза, исключается фактор инфицирования. Однако точность этих устройств ниже, чем у традиционных тонометров.

Для повышения точности предлагается метод измерения ВГД с помощью высокочувствительного полупроводникового лазерного автодина (ПЛА) [5, 6] в сочетании с новыми алгоритмами обработки сигналов, позволит повысить точность измерения ВГД. Основным информационным параметром системы является отношение величины прогиба к ускорению движения склеральной оболочки участка её поверхности при воздействии пневмоимпульсом.

**Математическое обоснование метода измерения ВГД.** Ранее было показано [7], что внутреннее давление объекта можно определить, зная величину прогиба и параметры его движения. Рассматриваемые параметры для глазного яблока являются зависимыми от давления пневмоимпульса. Поэтому целесообразно использовать иной параметр, позволяющий определить ВГД. По результатам предыдущих исследований [8] нами было установлено, что подобным параметром, слабо зависящим от величины давления пневмоимпульса и изменения расстояния до глазного яблока, является отношение величины прогиба глазной оболочки к её ускорению. На рис. 1 представлен общий вид установки для проведения экспериментальных исследований.

Величина прогиба сферической оболочки может быть определена по сигналу ПЛА. Нормированная переменная составляющая автодинного сигнала может быть представлена в виде:

$$P(t) = \cos(\theta + 4\pi/\lambda_0(Z(t))), \quad (1)$$

где  $\theta$  – набег фазы автодинного сигнала;  $\lambda_0$  – длина волны лазерного излучения;  $t$  – интервал времени наблюдаемого автодинного сигнала на различных участках движения оболочки;  $Z(t)$  – функция, описывающая продольные перемещения объекта.

Величина прогиба сферической оболочки может быть определена по сигналу ПЛА. Нормированная переменная составляющая автодинного сигнала может быть представлена в виде:

$$P(t) = \cos(\theta + 4\pi/\lambda_0(Z(t))), \quad (1)$$

где  $\theta$  – набег фазы автодинного сигнала;  $\lambda_0$  – длина волны лазерного излучения;  $t$  – интервал времени наблюдаемого автодинного сигнала на различных участках движения оболочки;  $Z(t)$  – функция, описывающая продольные перемещения объекта.

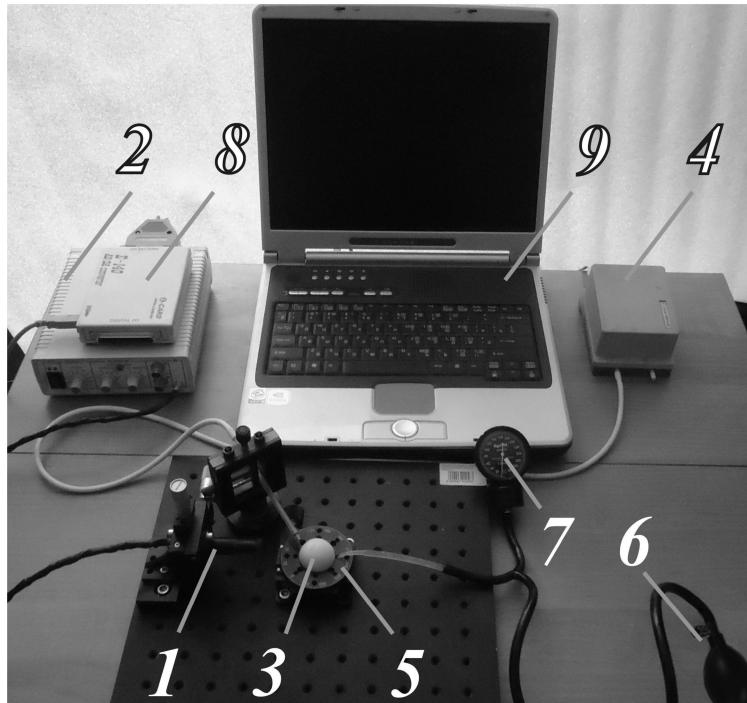


Рис. 1. Экспериментальная установка. Обозначения: 1 – полупроводниковый лазер; 2 – источник тока; 3 – модель глазного яблока; 4 – пневмопушка; 5 – механизм фиксации; 6 – резиновая груша; 7 – манометр; 8 – аналого-цифровой преобразователь; 9 – ПЭВМ

Величина прогиба сферической оболочки может быть определена по сигналу ПЛА. Нормированная переменная составляющая автодинного сигнала может быть представлена в виде:

$$P(t) = \cos(\theta + 4\pi/\lambda_0(Z(t))), \quad (1)$$

где  $\theta$  – набег фазы автодинного сигнала;  $\lambda_0$  – длина волны лазерного излучения;  $t$  – интервал времени наблюдаемого автодинного сигнала на различных участках движения оболочки;  $Z(t)$  – функция, описывающая продольные перемещения объекта.

Для определения величины прогиба и ускорения необходимо восстановить функцию движения объекта  $Z(t)$  [7]. Этую функцию можно определить по нормированной переменной составляющей автодинного сигнала  $P(t)$  с помощью обратной функции, т.е.:

$$\theta + Z_0(t) = \pm \arccos(P(t)) + 2\pi n, \quad (2)$$

где  $n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$

Метод прост, позволяет быстро восстановить неизвестную функцию движения. Не требуется использование сложных математических алгоритмов. Рассмотренный метод восстановления функции движения был исследован на модели глазного яблока. В качестве такой модели использовался резиновый шарик диаметром 24 мм, заполненный гелем с плотностью близкой к плотности внутриглазной жидкости.

Однако описанный метод имеет ряд недостатков. Во-первых, результаты восстановления зависят от параметра  $n$ . Во-вторых, функция движения объекта может быть непериодичной, что затрудняет её восстановление. Для исключения рассмотренных недостатков,

можно воспользоваться методикой, приведенной в [9], где функцию движения объекта восстанавливают с использованием вейвлет-преобразования [1]. В этом случае функция, характеризующая продольные движения объекта, представляется в виде:

$$Z(t) = K_{\psi_1}^{-1} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} C(a, b) (1/\sqrt{a}) \psi_1((t-a)/b) da db / a^2 , \quad (3)$$

где  $\psi_1$  – базисная вейвлет-функция;  $C(a, b)$  – коэффициенты вейвлет-разложения функции  $Z(t)$  по базису  $\psi_1$ ;  $K_{\psi_1}$  – постоянная величина, определяемая базисной вейвлет-функцией. Введем в рассмотрение функцию  $S(t)$ :

$$S(t) = (dP(t)/dt) / \pm \sqrt{1 - P^2(t)} \quad (4)$$

и запишем ее с учетом выражения для нормированной составляющей интерференционного сигнала:

$$S(t) = 4\pi/\lambda \cdot K_{\psi_1}^{-1} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} C(a, b) (1/\sqrt{a}) \psi_2((t-b)/a) da db / a^2 , \quad (5)$$

$$C(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} (\lambda/4\pi) S(t) (1/\sqrt{a}) \psi_2((t-b)/a) dt , \quad (6)$$

где  $\psi_2$  – производная от базисной вейвлет-функции  $\psi_1$ . Сравнивая интегральные представления функций  $Z(t)$  и  $S(t)$ , можно увидеть, что они отличаются базисной вейвлет-функцией и постоянной величиной  $4\pi/\lambda$ . Поэтому для восстановления функции движения объекта  $Z(t)$  требуется следующее: а) по экспериментально измеренному автодинному сигналу  $P(t)$  построить функцию  $S(t)$ ; б) используя соотношение (4), разложить её по вейвлет-базису  $\psi_2$ ; в) используя соотношение (5), определить коэффициенты разложения  $C(a, b)$  из выражения (6); г) по ним восстановить функцию  $Z(t)$ , используя соотношение (3).

Далее по восстановленной функции движения объекта  $Z(t)$  можно определить величину прогиба, ускорение участка поверхности глаза и их отношение в любой точке измерения.

**Устройство для измерения внутриглазного давления с помощью полупроводникового лазерного автодина.** Блок-схема устройства для измерения внутриглазного давления *in vivo* приведена на рис. 2. Излучение полупроводникового лазера с диафрагмой «1», стабилизированного источником тока «4», направлялось на склеру глаза «3». Пневмоимпульсы от пневмосистемы с электронным блоком управления (ЭБУ) «2», запитанной источником тока «5», по гибкому шлангу и пластмассовой трубке направлялись на освещаемую лазером поверхность склеры. Часть излучения, отражённого от глаза, возвращалась в резонатор полупроводникового лазера, изменение выходной мощности которого регистрировалось встроенным фотодетектором «6». Сигнал с фотодетектора поступал через усилитель «7» на аналого-цифровой преобразователь (АЦП) «8». Цифровой сигнал с АЦП для последующей обработки сохраняли в памяти ЭВМ «9».

Пневмосистема состоит из следующих элементов: контроллер управления на базе микроконтроллера PIC16F877A (Microchip), датчик давления MPX5050 (Motorolla), ресивер, обратный клапан давления, макронасос, драйвер управления насосом L293D (Texas Instrument). Все элементы размещаются на единой электронной платформе, способной обмениваться данными с ПЭВМ. Измерения параметров движения проводились с использованием лазерного диода RLD-650. Длина волны лазерного излучения составляла 650 нм (красный цвет).

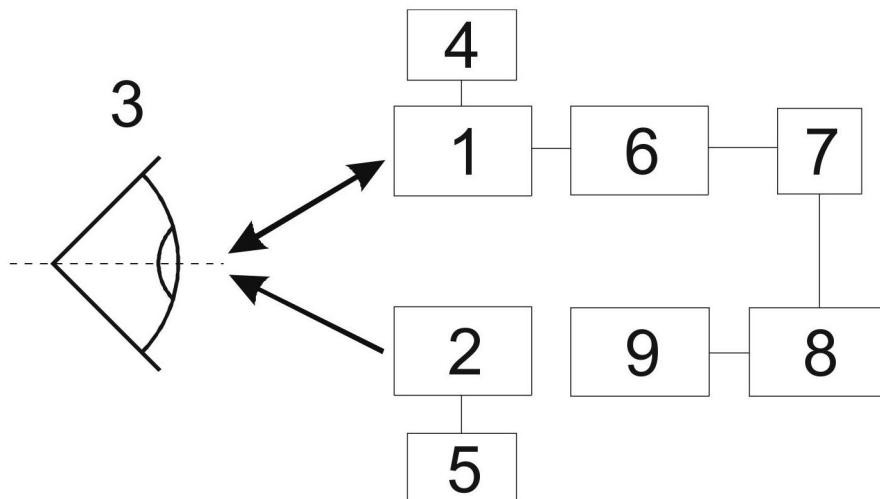


Рис. 2. Блок-схема устройства для измерения ВГД

При проведении измерений ВГД лазер и трубка-воздуховод направляются на склеру глаза. При нажатии оператором кнопки на корпусе для начала измерения ВГД в контроллер управления посыпается электрический сигнал, который инициирует два процесса. (1) Открытие диафрагмы и облучение поверхности глаза лазерным излучением. Продолжительность облучения поверхности склеры лазером определяется временем, когда диафрагма открыта. Для проведения измерений достаточно около 0,1 секунды. (2) Открытие электромагнитного клапана давления и выброс пневмоимпульса из ресивера через гибкий шланг и трубку. Пневмоимпульс приводит к деформации поверхности склеры. При этом часть излучения, отражённого от глаза, возвращается в резонатор полупроводникового лазера и регистрируется встроенным фотодетектором. Сигнал с фотодетектора поступает через усилитель на АЦП, находящийся в регистрирующем устройстве. Цифровой сигнал с АЦП передаётся через блок последовательной передачи данных в память ПЭВМ. По полученным данным на ПЭВМ производится расчёт ВГД.

**Проведение экспериментальных исследований по определению внутриглазного давления *in vivo*.** После проведения исследований на модели глазного яблока, нами были проведены экспериментальные измерения ВГД *in vivo*. Использование результатов модельного эксперимента позволило избежать дополнительной регулировки давления пневмоимпульсов и калибровки измерительного устройства при работе с пациентами.

Измерения деформации глаза, при различном давлении, были проведены с использованием лазерного диода RLD-650, удовлетворяющего требованиям санитарных норм Сан-ПиН 5804-91. Для независимого контроля внутриглазного давления использовался пневмотонометр Canon Full Auto Tonometr TX – F10 (CFAT).

Все исследования были выполнены в клинике глазных болезней Саратовского государственного медицинского университета, под наблюдением опытного врача офтальмолога. Измерения проводились на одном пациенте. Для минимизации разброса результатов измерений проводились дополнительные (повторные) измерения. Всего было 5 измерений. Дополнительные измерения на других пациентах дали аналогичные результаты.

Экспериментальные исследования проводились в два этапа. На первом проводилось измерение внутриглазного давления разработанным устройством и CFAT. На втором - измерялось ВГД разработанным устройством и CFAT, после закапывания препарата «Дуотрав»,

понижающего ВГД. Препарат комбинированного действия, состоит из двух активных веществ: травопроста и тимолола.

Препарат обладает комбинированным действием: увеличивает увеосклеральный отток и уменьшает образование водянистой влаги, что способствует понижению ВГД. Далее сравнивали параметры движения склеральной оболочки до и после закапывания препарата.

**Результаты сравнения методов анализа автодинного сигнала.** Результаты обработки автодинных сигналов показали, 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 расчёта отношения прогиба склеры  $\Delta Z$  к ускорению  $a$  для двух методик и ВГД, до и после закапывания препарата, приведены в таблице.

Таблица 1

**Изменение средних значений параметров движения склеральной оболочки глаза под действием пневмоимпульсов**

Этап	ВГД (CFAT), мм рт.ст.	Полупроводниковый лазерный автодин			
		(с использованием обратной функции)		(с использованием вейвлет-преобразования)	
		$\Delta Z / a \cdot 10^{-4}, \text{с}^2$	СКО	$\Delta Z / a \cdot 10^{-4}, \text{с}^2$	СКО
1	OD = 15	1,92	0,051	1,85	0,01
2	OD = 14	2,15	0,039	2,12	0,006

*Примечание.* Измерения проводились через час после закапывания препарата различными методами: с помощью CFAT тонометра и с помощью ПЛА. Обозначения: СКО – среднеквадратическое отклонение, OD – правый глаз.

Сравнение результатов показало, что в случае вейвлет-преобразования среднеквадратическое отклонение (СКО) для отношения  $\Delta Z / a$  меньше, чем в случае использования обратной функции. Следовательно, погрешность измерений отношения прогиба к ускорению будет меньше, если при анализе автодинного сигнала использовать вейвлет-преобразование.

Таким образом, в работе представлен сравнительный анализ методов анализа автодинного сигнала при бесконтактном измерении с помощью полупроводникового лазера. Установлено, что метод анализа автодинного сигнала с помощью прямого и обратного вейвлет-преобразования имеет ряд преимуществ (включая уменьшение погрешности) по сравнению с методом восстановления обратной функцией и может быть использован при измерении ВГД. Показано, что использование бесконтактного тонометра, основанного на лазерной регистрации микронных смещений глазного яблока под действием пневмоимпульса, позволяет определять с высокой точностью ВГД.

**Список литературы**

1. Астафьев Н. М. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения / Н. М. Астафьев // Успехи физических наук. – 1998. – Т. 166, № 11. – С. 1145–1170.
2. Бауэр С. М. Механические модели измерения внутриглазного давления тонометрами Маклакова и Гольдмана после операций по коррекции зрения / С. М. Бауэр, Л. А. Карамшина, А. Б. Качанов // Российский журнал биомеханики. – 2012. – № 3. – С. 25–31.
3. Любимов Г. А. История развития и биомеханическое содержание измерения внутриглазного давления по методу Маклакова / Г. А. Любимов // Глаукома. – 2006. – № 1. – С. 43–49.
4. Любимов Г. А. О возможностях метода эластометрии для исследования упругих свойств оболочки глазного яблока / Г. А. Любимов // Механика жидкости и газа. – 2010. – № 2. – С. 3–11.
5. Усанов Д. А. Математическое обоснование метода измерения параметров микровибраций по спектру лазерного автодинного сигнала / Д. А. Усанов, А. В. Скрипаль, Е. И. Астахов // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – 2014. – № 1. – С. 58–70.

**ПРИКАСПИЙСКИЙ ЖУРНАЛ:  
управление и высокие технологии № 4 (28) 2014  
ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ,  
ИНФОРМАЦИОННО-СПРАВОЧНЫЕ,  
ЭКСПЕРТНО-АНАЛИТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ**

6. Усанов Д. А. Определение амплитуды нановибраций с помощью частотно-модулированного полупроводникового лазерного автодина / Д. А. Усанов, А. В. Скрипаль, Е. И. Астахов // Квантовая электроника. – 2014. – Т. 44, № 2. – С. 184–188.
7. Усанов Д. А. Метод измерения внутриглазного давления с помощью полупроводникового лазерного автодина / Д. А. Усанов, А. В. Скрипаль, Т. Б. Усанова, С. Ю. Добдин // Письма в ЖТФ. – 2012. – № 3. – С. 69–74.
8. Усанов Д. А. Исследование упругих свойств глаза на модели и *in vivo* с помощью полупроводникового лазерного автодина / Д. А. Усанов, А. В. Скрипаль, Т. Б. Усанова, С. Ю. Добдин // Российский журнал биомеханики. – 2012. – № 4 (58). – С. 8–21.
9. Усанов Д. А. Измерение механических деформаций упругой сферической оболочки, заполненной несжимаемой жидкостью, с помощью полупроводникового лазерного автодина / Д. А. Усанов, А. В. Скрипаль, С. Ю. Добдин // Квантовая электроника. – 2012. – № 4 (42). – С. 372–374.
10. Штейн А. А. О зависимости давление – объем для нагруженного извне глазного яблока / А. А. Штейн // Известия Российской академии наук. Механика жидкости и газа. – 2010. – № 2. – С. 12–22.
11. Gupta V. Inter-instrument agreement and influence of central corneal thickness on measurements with Goldmann, pneumotonometer and noncontact tonometer in glaucomatous eyes / V. Gupta, P. Sony, H. C. Agarwal et al. // Indian. J. Ophthalmol. – 2006. – Vol. 54, № 4. – P. 261–265.
12. Jorge J. Clinical performance of non-contact tonometry by Reichert AT 550 in glaucomatous patients / J. Jorge, J. M. Gonzales-Mejome, J. A. Diaz-Rey et al. // Ophtalmic and Physiological Optics. – 2003. – Vol. 23, № 6. – P. 503–506.
13. Kaufmann C. Comparison of dynamic contour tonometry with Goldmann applanation tonometry / C. Kaufmann, L. M. Bachmann, M. A. Thiel // Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. – 2004. – № 45. – P. 3118–3121.
14. Kniestedt C. Clinical comparison of contour and applanation tonometry and their relationship to pachymetry / C. Kniestedt, S. Lin, J. Choe et al. // Arch Ophthalmol. – 2005. – P. 1532–1537.
15. Stamper M. A history of intraocular pressure and its measurement / M. Stamper, I. Robert // Optometry and Vision Science. (The Journal of the American Academy of Optometry). – 2011. – Vol. 88, № 1. – P. E16–E28.

#### References

1. Astafeva N. M. Veyvlet-analiz: osnovy teorii i primery primeneniya [Wavelet analysis: basic theory and some applications]. *Uspekhi fizicheskikh nauk* [Physics Success], 1998, vol. 166, no. 11, pp. 1145–1170.
2. Bauer S. M., Karamshina L. A., Kachanov A. B. Mekhanicheskie modeli izmereniya vnutriglaznogo davleniya tonometrami Maklakova i Goldmana posle operatsiy po korrektssi zreniya [Mechanical model for measuring intraocular pressure tonometers Maklakova and Goldman after surgery for vision correction]. *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki* [Russian Journal of Biomechanics], 2012, no. 3, pp. 25–31.
3. Lyubimov G. A. Istoriya razvitiya i biomechanicheskoe soderzhanie izmereniya vnutriglaznogo davleniya po metodu Maklakova [History of development and biomechanical support of the Maklakov tonometric method of intraocular pressure measurement]. *Glaukoma* [Glaucoma], 2006, no. 1, pp. 43–49.
4. Lyubimov G. A. O vozmozhnostyakh metoda elastometrii dlya issledovaniya uprugikh svoystv obolochki glaznogo yablonka [On the possibilities of the method elastometry to study the elastic properties of the shell of the eyeball: Fluid dynamics]. *Mekhanika zhidkosti i gaza* [Mechanics of Liquid and Gas], 2010, no. 2, pp. 3–11.
5. Usanov D. A., Skripal A. V., Astakhov Ye. I. Matematicheskoe obosnovanie metoda izmerenija parametrov mikrovibracij po spektru lazernogo avtodinnogo signala [Mathematical justification of the method of microvibrations parameters measuring by laser autodyne signal spectrum]. *Prikaspijskiy zhurnal: upravlenie i vysokie tehnologiy* [Caspian Journal: Management and High Technologies], 2014, no. 1, pp. 58–70.
6. Usanov D. A., Skripal A. V., Astakhov Ye. I. Opredelenie amplitudy nanovibratsiy s pomoshchyu chastotno-modulirovannogo poluprovodnikovogo lazernogo avtodina [Determination of the amplitude nanovibrations using frequency-modulated semiconductor laser autodyne]. *Kvantovaya elektronika* [Quantum Electronics], 2014, vol. 44, no. 2, pp. 184–188.
7. Usanov D. A., Skripal A. V., Usanova T. B., Dobdin S. Yu. Metod izmereniya vnutriglaznogo давления s pomoshchyu poluprovodnikovogo lazernogo avtodina [Method of measuring intraocular pressure

by means of a semiconductor laser autodyne]. *Pisma v zhurnal technicheskoy fiziki* [Technical Physics Letters], 2012, no. 3, pp. 69–74.

8. Usanov D. A., Skripal A. V., Usanova T. B., Dobdin S. Yu. Issledovanie uprugih svojstv glaza na modeli i in vivo s pomosh'ju poluprovodnikovogo lazernogo avtodina [Research of the elastic properties of the eye model and in vivo using a semiconductor laser autodyne]. *Rossiyskiy zhurnal biomehaniki* [Russian Journal of Biomechanics], 2012, no. 4 (58), pp. 8–21.

9. Usanov D. A., Skripal A. V., Dobdin S. Yu. Izmerenie mehanicheskikh deformatsiy uprugoy sfericheskoy obolochki, zapolnennoy neszhimaemoy zhidkostyu s pomoshch'yu poluprovodnikovogo lazernogo avtodina [Measurement of the mechanical elastic deformation of the spherical shell filled with an incompressible fluid, using a semiconductor laser autodyne]. *Kvantovaya elektronika* [Quantum Electronics], 2012, no. 4 (42), pp. 372–374.

10. Shteyn A. A. O zavisimosti davlenie – obem dlya nagruzhennogo izvne glaznogo yabloka [On pressure-volume relationship for a human eye shell]. *Izvestiya Rossiyskoy akademii nauk. Mekhanika zhidkosti i gaza* [Izvestiya of Russian Academy of Sciences. Mechanics of Liquid and Gas], 2010, no. 2, pp. 12–22.

11. Gupta V., Sony P., Agarwal H. C. et al. Inter-instrument agreement and influence of central corneal thickness on measurements with Goldmann, pneumotonometer and noncontact tonometer in glaucomatous eyes. *Indian. J. Ophthalmol.*, 2006, vol. 54, no. 4, pp. 261–265.

12. Jorge J., Gonzales-Mejome J. M., Diaz-Rey J. A. et al. Clinical performance of non-contact tonometry by Reichert AT 550 in glaucomatous patients. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 2003, vol. 23, no. 6, pp. 503–506.

13. Kaufmann C., Bachmann L. M., Thiel M. A. Comparison of dynamic contour tonometry with Goldmann applanation tonometry. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 2004, no. 45, pp. 3118–3121.

14. Kniestedt C., Lin S., Choe J. et al. Clinical comparison of contour and applanation tonometry and their relationship to pachymetry. *Arch Ophthalmol.*, 2005, pp. 1532–1537.

15. Stamper M., Robert I. A history of intraocular pressure and its measurement. *Optometry and Vision Science (The Journal of the American Academy of Optometry)*, –2011, vol. 88, no. 1, pp. E16–E28.