



УДК 531/534:[57+61]

ИССЛЕДОВАНИЕ УПРУГИХ СВОЙСТВ ГЛАЗА НА МОДЕЛИ И *IN VIVO* С ПОМОЩЬЮ ПОЛУПРОВОДНИКОВОГО ЛАЗЕРНОГО АВТОДИНА

Д.А. Усанов¹, А.В. Скрипаль¹, Т.Б. Усанова², С.Ю. Добдин¹

¹ Саратовский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия, 410012, Саратов, ул. Астраханская, 83, e-mail: UsanovDA@info.sgu.ru, skripalav@info.sgu.ru

² Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Россия, 410012, Саратов, ул. Большая Казачья, 112

Аннотация. Представлены результаты применения полупроводникового лазерного автодина для оценки упругих свойств глазного яблока на модели и *in vivo*. Оценка проводилась в результате определения параметров движения участка сферического упругого тела под действием пневмоимпульса. Неизвестные параметры движения были определены из решения обратной задачи, которая заключается в нахождении минимума функционала, определяемого как сумма квадратов отклонений экспериментальных и теоретических величин автодинного сигнала на различных временных интервалах. Полученные результаты позволили установить, что отношение величины прогиба и ускорения участка тела слабо зависит от давления пневмоимпульсов и расстояния от их источника до поверхности объекта исследований. Использование этой закономерности позволяет исключить ошибки измерений, связанные с непостоянством пневмодавления и расстояния до глаза, и тем самым повысить точность измерений внутриглазного давления с помощью полупроводникового автодина. Упругие свойства объекта определялись в результате анализа восстановленной функции движения участка сферического упругого тела. Для восстановления функции движения был использован метод, в котором функция движения объекта восстанавливается с помощью прямого и обратного вейвлет-преобразования на основе функции Гаусса. Анализ позволил показать связь упругости тела с внутренним давлением, измеренным по методу Маклакова. Значение модуля упругости определяли в результате механических испытаний на одноколонной универсальной испытательной машине. Показана возможность применения полупроводникового лазерного автодина для измерения упругих свойств глаза под действием пневмоимпульса, проведено сопоставление полученных результатов с величиной внутриглазного давления.

Ключевые слова: биомеханика глаза, полупроводниковый лазер, автодинный сигнал, внутриглазное давление, тонометрия глаза.

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время полупроводниковый лазер, работающий в автодинном режиме (с самовозбуждаемым колебательным контуром), широко используется для измерения вибраций и нанометровых смещений [12, 16, 17]. Показано также, что разработанные методики могут быть с успехом использованы для исследования механических свойств биологических объектов [10, 19]. Авторы работ приводят результаты измерений

© Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Усанова Т.Б., Добдин С.Ю., 2012

Усанов Дмитрий Александрович, д.ф.-м.н., проректор по НИР, академик МАН ВШ, профессор, завкафедрой физики твердого тела, Саратов

Скрипаль Анатолий Владимирович, д.ф.-м.н., профессор, завкафедрой медицинской физики, Саратов

Усанова Татьяна Борисовна, к.м.н., врач детского отделения клиники глазных болезней, Саратов

Добдин Сергей Юрьевич, к.ф.-м.н., инженер, Саратов

характеристик колебаний барабанной перепонки в норме и при патологических изменениях. Важным параметром для исследования упругих свойств в этом случае является величина прогиба под действием внешней нагрузки. Такого рода подход для оценки упругих свойств объекта может быть использован для других биологических объектов, одним из которых в биомеханике является глазное яблоко [5, 6]. Например, знание упругих свойств глазного яблока поможет разработать методы, позволяющие повысить точность измерения внутриглазного давления бесконтактным способом [7, 21, 23]. В уже существующих методах результаты измерений внутриглазного давления сильно зависят от угла поворота глазного яблока. При измерениях внутриглазного давления с помощью лазерного автодина подобные трудности могут быть исключены.

ИССЛЕДОВАНИЕ УПРУГИХ СВОЙСТВ ГЛАЗНОГО ЯБЛОКА НА МОДЕЛИ

Изучение упругих свойств тел, оболочки которых имеют сферическую форму, является одной из задач теории оболочек [3, 4, 24]. При решении такого рода задач чаще всего ограничиваются теоретическим рассмотрением или расчетом с использованием численных методов. Представляет интерес экспериментальное исследование рассматриваемых теоретически случаев. Примером сферического тела, упругие свойства которого важно знать, является глазное яблоко. Знание его упругих свойств может быть использовано при определении внутриглазного давления.

В данной работе рассматривалась зависимость, связывающая упругие свойства сферического тела с величиной прогиба под действием внешней нагрузки. В качестве информационного параметра использовалась величина прогиба участка сферического тела, которая определялась по сигналу полупроводникового лазерного автодина. Нормированная переменная составляющая автодинного сигнала может быть представлена в виде

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

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 определения величины прогиба необходимо восстановить функцию движения объекта $Z(t)$. Для восстановления функции $Z(t)$ по автодинному сигналу полупроводникового лазера можно воспользоваться методикой, приведенной в [22]. Функцию движения объекта $Z(t)$ можно определять по нормированной переменной – составляющей интерференционного сигнала $P(t)$ – с помощью обратной функции, т.е.

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

где $n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$.

Для моделирования деформации глазного яблока под действием воздушной струи был использован резиновый шарик, заполненный гелем, с разным внутренним давлением. Давление внутри шарика изменяли путём введения дополнительного объёма геля. Образец имел диаметр 24 мм.

Деформация поверхности макета приводила к изменению величины автодинного сигнала полупроводникового лазера. Прогиб оболочки при этом определялся по автодинному сигналу по методикам, указанным выше. Блок-схема экспериментальной установки приведена на рис. 1. Излучение полупроводникового лазера I , питаемого от стабилизированного источника тока \mathcal{Z} , направлялось на поверхность макета.

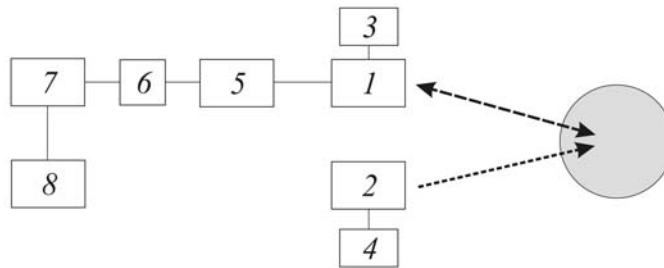


Рис. 1. Блок-схема экспериментальной установки

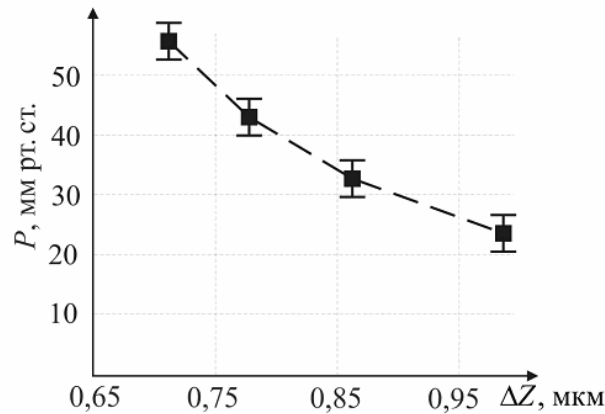


Рис. 2. Экспериментально полученная зависимость величины прогиба участка сферического тела под действием пневмоимпульсов от величины давления внутри макета

Воздушные импульсы от компрессора 2, запитанного источником тока 4, по гибкому шлангу и пластмассовой трубке направлялись на освещаемую лазером поверхность макета. Часть излучения, отражённого от объекта, 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 аналого-цифрового преобразователя для последующей обработки сохраняли в памяти компьютера 8. Тестовое измерение величины внутреннего давления проводилось по методу Маклакова [8] грузом массой 10 г.

При проведении эксперимента воздушные импульсы от компрессора по гибкому шлангу и пластмассовой трубке направлялись на поверхность образца, что позволяло создавать нагрузку оболочки извне. Все эксперименты реализовывались в условиях, при которых воздушный удар был одной и той же силы.

Давление внутри оболочки изменяли путём введения дополнительного объёма жидкости, как это было предложено в работе [15]. На рис. 2 показана зависимость величины прогиба оболочки под действием пневмоимпульсов от давления внутри макета.

Полученная зависимость свидетельствует о том, что с увеличением внутреннего давления величина прогиба оболочки монотонно уменьшается. Используя данную зависимость как калибровочную кривую, можно определить давление внутри макета по измеренной величине прогиба.

Для восстановления функции $Z(t)$ по автодинному сигналу полупроводникового лазера $P(t)$ также можно воспользоваться методикой, приведенной в [19], где функцию движения объекта восстанавливают с помощью вейвлет-преобразования. В этом случае функция, характеризующая продольные движения объекта, может быть представлена в виде

$$Z(t) = K_{\Psi_1}^{-1} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} C(a', b') \frac{1}{\sqrt{a'}} \Psi_1 \left(\frac{t-b'}{a'} \right) \frac{da' db'}{(a')^2}, \quad (3)$$

где K_{ψ_1} – постоянная величина, определяемая базисной вейвлет-функцией, $K_{\psi_1} = 2\pi \int_{-\infty}^{\infty} |\psi_f(\omega)|^2 / |\omega| d\omega$; $C(a', b')$ – коэффициенты вейвлет-разложения функции $Z(t)$ по базису ψ_1 , a', b' – коэффициенты масштабирования; ψ_1 – базисная вейвлет-функция, на основе производной функции Гаусса ($G(t) = e^{-\frac{t^2}{2}}$).

Введем в рассмотрение функцию $S(t)$:

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

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

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

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

где ψ_2 – производная от базисной вейвлет-функции ψ_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 по автодинному сигналу (1) построить функцию $S(t)$, используя соотношение (4), разложить её по вейвлет-базису ψ_2 , используя соотношение (5), определить коэффициенты разложения $C(a, b)$ из выражения (6). По восстановленной функции движения объекта $Z(t)$ можно найти величину прогиба в каждой точке упругого тела.

Были проведены эксперименты по измерению механических деформаций сферических тел под действием пневмоимпульса при различном внутреннем давлении. Внутри шарика вводилась трубка, свободный конец которой связывали с Y-образным резиновым шлангом. К свободным концам шланга присоединялись нагнетатель и измеритель давления.

При проведении эксперимента воздушные импульсы от компрессора по гибкому шлангу и пластмассовой трубке направлялись на поверхность макета, что позволяло создавать нагружение оболочки извне. Величина прогиба при этом определялась по автодинному сигналу по методике, приведённой выше. Для нахождения максимальной величины прогиба полупроводниковый лазер, закреплённый в оснастке, смещали микровинтом (с шагом 1 мм). Подобный подход позволил восстановить профиль деформируемой поверхности.

Как следует из результатов измерений, приведённых на рис. 3, предложенным методом можно определить, как величина прогиба участка сферического тела изменяется в зависимости от расстояния от центра воздействия воздушного импульса до точки измерения прогиба. При этом глубина прогиба для образцов с различным внутренним давлением различна. Измерение величин прогиба поверхности в разных точках позволило установить рельеф исследуемой поверхности и определить его локальные особенности под действием воздушного импульса.

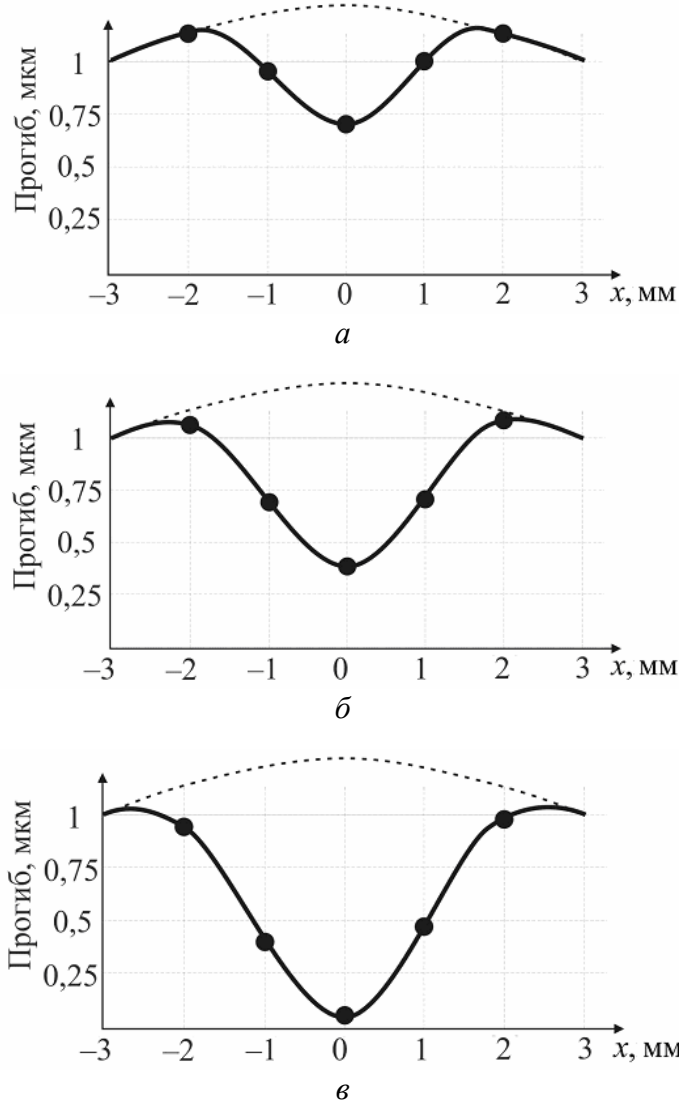


Рис. 3. Восстановленные профили поверхности макета под действием пневмоимпульса: *а* – давление 40 мм рт. ст.; *б* – давление 30 мм рт. ст.; *в* – 20 мм рт. ст. (пунктиром обозначено начальное положение оболочки)

Таблица 1

Результаты тестовых измерений, рассчитанные по сигналу автодинного детектирования

№ макета	Толщина оболочки, мкм	Площадь поверхности соприкосновения тонометра Маклакова и макета, мм ²	Значение давления из серии измерений, мм рт. ст.	Частота колебаний, Гц	Коэффициенты затухания, 1/с
1	630	22,9	43±3,7	14,2	33
2	550	32,1	30±3,3	12,5	25
3	400	38,4	20±3,5	11,2	22

Необходимо отметить, что измеренный прогиб, как и в предыдущих экспериментальных исследованиях, коррелирует с величиной давления внутри макета, определяемого по методу Маклакова [8].

Другая серия экспериментов по измерению величины прогиба под действием внешней нагрузки была проведена со сферическими телами, имеющими одинаковые размеры, но разную толщину оболочек. Результаты тестовых измерений, рассчитанные по сигналу автодинного детектирования для трех макетов, приведены в табл. 1.

Из приведённых в табл. 1 результатов эксперимента следует, что под действием ударной воздушной волны поверхность объекта совершает колебания с затуханием. Анализ затухающих колебаний показал, что все они имеют разную частоту (ν) и разные коэффициенты затухания (c). Значение частот колебаний определялось по спектру автодинного сигнала, полученному в *MathCad* с помощью быстрого преобразования Фурье. Коэффициент затухания c определялся как обратная величина времени релаксации τ , при котором амплитуда сигнала уменьшалась в e раз. Точное значение τ находили по восстановленной функции движения $Z(t)$ в результате расчёта с использованием компьютера.

Необходимо отметить, что прогиб тела коррелирует с величиной давления внутри макета, определяемого по методу Маклакова. Качественно подобная зависимость была получена авторами [1] для внутриглазного давления при разных значениях толщины роговицы, которые предложили учитывать этот фактор при измерении внутриглазного давления.

Таким образом, показана возможность использования полупроводникового лазерного автодина для измерения механических деформаций моделей глазного яблока. Построенная модель позволила экспериментально определить связь внутреннего давления исследуемого тела и величины деформации под действием пневмоимпульсов. Ограничивающим фактором при использовании в качестве информационного параметра о внутреннем давлении, например, величины прогиба оболочки явилось то, что при проведении измерений требовалось, чтобы давление воздушных импульсов, которыми воздействовали на поверхность глазного яблока, было неизменным. Неконтролируемое изменение силы воздействия, расстояния между источником пневмоимпульсов и глазным яблоком, положения зрительной оси глаза может привести к неконтролируемой погрешности измерений и, таким образом, повлиять на точность измерения внутреннего давления. Такая вариабельность может быть связана с изменением мощности генератора воздушных импульсов или расстояния до оболочки. Постоянство последнего особенно сложно обеспечить при измерении *in vivo*.

Таким образом, показано [15], что о внутреннем состоянии исследуемого объекта можно судить по величине прогиба его оболочки, но эта величина является зависимой от силы воздушного удара, поэтому желательно использовать другой параметр, по которому можно оценить внутреннее давление, независимо от величины мощности генератора воздушных импульсов и расстояния между ним и объектом. Авторами сделано предположение, что подобным параметром может быть отношение величины прогиба (деформации) оболочки к ускорению.

Величина прогиба вычислялась в результате анализа восстановленной функции движения поверхности модели $Z(t)$. Функция движения объекта $Z(t)$ определялась по нормированной переменной – составляющей интерференционного сигнала $P(t)$ – с помощью обратной функции.

Для определения ускорения можно использовать метод, предложенный в работах [13, 14]. Незвестный параметр ускорения a находился из решения обратной задачи получающегося в результате нахождения минимума функционала (7), определяемого как сумма квадратов отклонений экспериментальных $P_{\text{экс}}$ и теоретических $P_{\text{теор}}$ величин автодинного сигнала (1) для различных временных интервалов:

$$S(\theta, a) = \sum_i (P_{\text{экс}}(t_i) - P_{\text{теор}}(t_i, \theta, a))^2. \quad (7)$$

Таблица 2

Результаты расчёта величин прогиба оболочки, ускорения и отношения $\Delta Z/a$, полученные для трех разных давлений воздушной струи и при разных внутренних давлениях макета

№ п/п	Ускорение a , $\text{м/с}^2 \cdot 10^{-2}$	Смещение ΔZ , $\text{м} \cdot 10^{-6}$	Отношение $\Delta Z/a$, $\text{с}^2 \cdot 10^{-4}$	Давление струи P , Па	Внутреннее давление макета, мм рт. ст.
1	0,93	1,71	1,823	0,019	16
2	1,28	2,35	1,827	0,082	
3	1,67	3,05	1,823	0,158	
4	1,07	1,53	1,430	0,019	20
5	1,49	2,15	1,442	0,082	
6	1,95	2,80	1,435	0,158	
7	1,04	1,30	1,252	0,019	24
8	1,57	1,95	1,254	0,082	
9	2,07	2,60	1,258	0,158	
10	1,06	1,12	1,047	0,019	30
11	1,68	1,76	1,044	0,082	
12	2,31	2,43	1,048	0,158	
13	1,01	0,95	0,932	0,019	33
14	1,71	1,59	0,929	0,082	
15	2,48	2,31	0,93	0,158	

При нахождении минимума функционала (7) устанавливали область глобального минимума, точное значение которого находили методом спуска по искомым параметрам θ и a .

Экспериментальные исследования проводились при трех различных силах воздействия и пяти различных внутренних давлениях. Блок-схема экспериментальной установки приведена рис. 1.

Результаты расчёта величин прогиба оболочки ΔZ , ускорения a и отношения $\Delta Z/a$, полученные для трех разных давлений воздушной струи и при разных внутренних давлениях макета, приведены в табл. 2.

Из табл. 2 видно, что отношение смещения и ускорения участка поверхности упругого тела с внутренним давлением 24 мм рт. ст. изменяется следующим образом: для $P_1 = 0,01873$ Па отклонение от среднего значения составило 0,207%, для $P_2 = 0,08272$ Па – 0,047%, для $P_3 = 0,15806$ Па – 0,27%. Подобные результаты были получены в случае внутреннего давления 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 ускорения участка упругого тела выполнялись для трёх разных расстояний: 5, 10 и 15 мм. Результаты измерений показали, что в пределах одного давления величина $\Delta Z/a$ также изменяется слабо (примерно 0,2%).

Полученные особенности могут быть использованы для исключения возможных ошибок, связанных с непостоянством давления, которое создаёт воздушная струя при пневмоударе. Кроме того, при использовании отношения $\Delta Z/a$ по сравнению с применением в качестве информативного параметра ΔZ не требуется построение множества калибровочных кривых, описывающих зависимость «прогиб – внутреннее давление». Для этих целей можно использовать универсальную зависимость $\Delta Z/a = f(P)$.

Таким образом, для оценки внутриглазного давления предлагается использовать не изменение одного параметра (прогиба участка поверхности упругого тела), а изменение отношения двух параметров (величины прогиба и ускорения, измеряемых одновременно). Для подтверждения этого предположения были проведены дополнительные исследования. Кроме вышеуказанных величин, измеряли модуль упругости модели, используя независимый метод. Модуль упругости тел, имеющих разное внутреннее давление, определялся в результате опытных исследований на одноколонной универсальной испытательной машине *Instron 3342*.

Результаты измерений величин прогиба и ускорения, характеризующих движение и изменение свойств объекта, полученные при анализе образца с различным внутренним давлением, приведены в табл. 3.

Измерение модуля упругости макетов с различным внутренним давлением проводили на одноколонной универсальной испытательной машине *Instron 3342*. Исходное расстояние между плитами установки при проведении измерений составляло $h = 15$ мм. Скорость, с которой плиты сжимали образец, была равна $V = 2$ мм/мин. Напряжение при максимальной нагрузке не превышало величины $G = 2,255$ МПа, максимальная нагрузка составила 9,4 Н.

На рис. 4 показана зависимость прикладываемой нагрузки к образцам от перемещения плит в пределах 15–17 мм. Введение дополнительного объёма геля внутрь шарика приводило к изменению геометрических размеров последнего. С увеличением внутреннего объёма на $2,5 \text{ мм}^3$ площадь поверхности соприкосновения увеличивалась на 0,04%, что несущественно влияло на изменение модуля упругости объекта.

Результаты измерений на *Instron 3342*, полученные при анализе образца с различным внутренним давлением, приведены в табл. 1. В таблице также представлены значения внутреннего давления, измеренные по методу Маклакова [8].

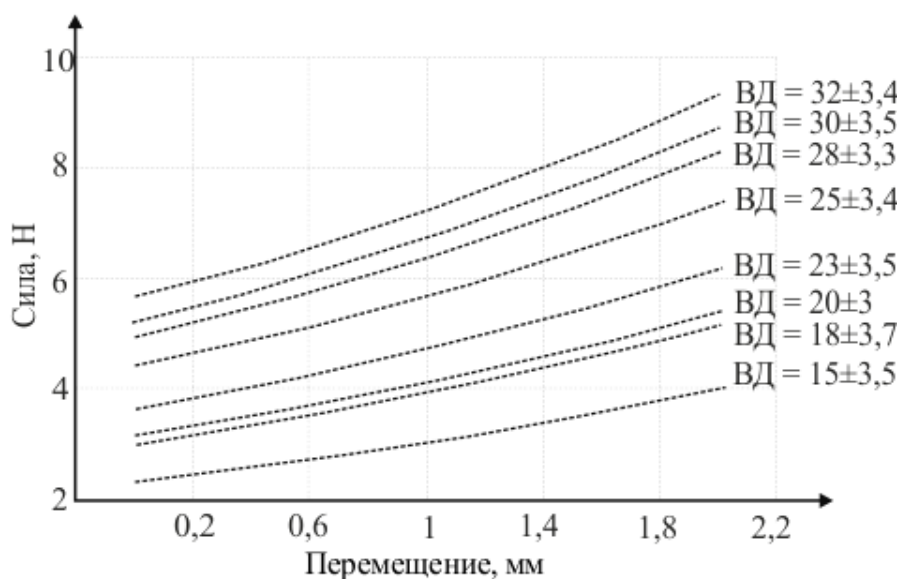


Рис. 4. Зависимость прикладываемой нагрузки к образцам от перемещения плит одноколонной универсальной испытательной машины *Instron 3342* (ВД – внутреннее давление, мм рт. ст.)

Таблица 3

Изменение параметров движения объекта и его модуля упругости при увеличении внутреннего давления макетов

№ п/п	Ускорение $a \cdot 10^{-2}$, м/с ²	Прогиб $\Delta Z \cdot 10^{-6}$, м	Максимальная нагрузка, Н	Напряжение при максимальной нагрузке, МПа	Модуль упругости (измеренный с помощью машины Instron 3342), МПа	Внутреннее давление макета, мм рт. ст.
1	1,72	3,16	4,01	0,96	3,81	15±3,5
2	1,69	2,83	5,17	1,24	4,81	18±3,7
3	1,67	2,64	5,43	1,30	5,08	20±3,0
4	1,62	2,02	6,21	1,49	5,66	23±3,5
5	1,55	1,85	7,41	1,78	6,61	25±3,4
6	1,50	1,65	8,32	2,00	7,37	28±3,3
7	1,38	1,54	8,75	2,10	7,81	30±3,5
8	1,27	1,26	9,36	2,25	8,23	32±3,4

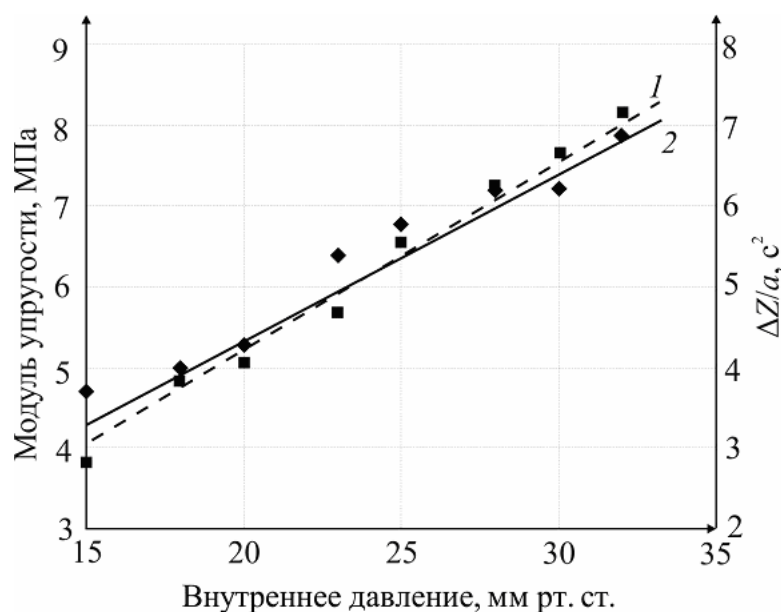


Рис. 5. Зависимость модуля упругости резинового шарика от внутреннего давления: 1 – измерение модуля упругости с помощью машины Instron 3342 (■); 2 – зависимость отношения величины прогиба и ускорения от внутреннего давления (◆)

Из полученных данных (табл. 3) следует, что при увеличении внутреннего давления макетов изменяются параметры движения объекта и его модуль упругости. При увеличении внутреннего давления в среднем на 5 мм рт. ст. значение ускорения уменьшалось примерно на 3%. При этом изменялась упругость самих образцов, о чём свидетельствует увеличение их модулей упругости. На рис. 5 представлена зависимость модуля упругости резинового шарика от внутреннего давления (обозначена ■) и зависимость величины отношения прогиба и ускорения в относительных единицах (обозначена ◆).

Из результатов измерений, приведённых на рис. 5, следует, что модуль упругости и отношение величины прогиба к ускорению зависят от давления внутри макета, при этом характер зависимостей качественным образом согласуется. Отметим, что и величина прогиба, и величина ускорения с ростом давления уменьшаются.

Таким образом, можно сделать вывод о том, что именно отношение величины прогиба к ускорению, характер зависимости которого от давления качественно согласуется с изменением модуля упругости, наилучшим образом отражает физику явления. Этим можно объяснить тот факт, что измерение данного отношения лучше всего (с минимальными погрешностями) характеризует внутриглазное давление.

ИССЛЕДОВАНИЕ УПРУГИХ СВОЙСТВ ГЛАЗНОГО ЯБЛОКА

Известно, что первым инструментальным измерением офтальмотонуса был метод, предложенный в 1885 г. Маклаковым [8]. Метод заключался в том, что на поверхность роговицы помещался 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. Позже появились и другие методы оценки внутриглазного давления контактным способом. Среди них можно отметить тонометрию по Гольдману и тонометрию по Шиотцу [9, 20].

Несмотря на широкое применение подобных инструментальных средств, и в наше время имеются проблемы их использования. Поскольку для измерения давления требуется контакт груза (плунжера) и глаза, то необходима анестезия. Кроме того, при использовании такого рода методов трудно исключить инфицирование глаза.

В последнее время в медицинской практике применяются пневмотонометры, которые позволяют проводить измерения внутриглазного давления при помощи направленной струи воздуха, не касаясь поверхности глаза, т.е. бесконтактно [1, 2]. Подобный процесс измерений является более комфортным для пациента по сравнению с традиционными методами измерений внутриглазного давления, но по точности уступающим им.

Для повышения точности измерений внутриглазного давления бесконтактным способом перспективно применить метод, основанный на использовании полупроводникового лазерного автодина. Применение данного метода открывает возможность измерения параметров движения и величины деформации участка глаза под действием воздушной струи. Параметры движения участка глаза могут быть определены по сигналу полупроводникового лазерного автодина:

$$Z(t) = \int_0^t (V_0 + a \cdot t) dt, \quad (8)$$

где V_0 – начальная скорость движущегося объекта, a – ускорение.

Неизвестные параметры движения V_0 и a можно найти, определив частоту переменной составляющей автодинного сигнала по её спектру [18]. Для этого весь интервал наблюдения автодинного сигнала разбивается на несколько временных окон. В каждом окне находится скорость движущегося участка глаза V с использованием выражения (9):

$$V = \frac{1}{2} \cdot \lambda_0 \cdot \nu_n, \quad (9)$$

где ν_n – частота автодинного сигнала для разных временных окон. По рассчитанным значениям скорости определяют значение ускорения, с которым движется участок глаза.

Для измерения деформаций глаза при различном давлении использовался полупроводниковый лазер с мощностью излучения до 1 мВт. Кроме того, для контроля внутриглазного давления применялся пневмотонометр *Canon Full Auto Tonometer TX-F10 (CFAT)*. Измерения параметров движения проводились с помощью лазерного диода *RLD-650*.

Экспериментальные исследования проходили в два этапа. На первом этапе проводилось измерение параметров движения оболочки глаза пациента под действием пневмоимпульсов наряду с измерением внутриглазного давления прибором *CFAT*. На втором этапе измерялись параметры движения склеры под действием пневмоимпульсов с измерением внутриглазного давления после закапывания препарата «Дуотрав», понижающего внутриглазное давление. Этот препарат комбинированного действия состоит из двух активных веществ: травопроста и тимолола.

Перед проведением измерений голова пациента фиксировалась при помощи лобно-подбородной опоры. На рис. 1 приведена блок-схема экспериментальной установки. В процессе экспериментов пневмоимпульсы были одной и той же силы. Деформация поверхности глаза приводила к изменению величины автодинного сигнала полупроводникового лазера. Параметры движения при этом определялись по автодинному сигналу по методике, приведённой выше.

Измеренные автодинные сигналы, полученные при отражении от поверхности склеры, до закапывания препарата «Дуотрав» и после показаны соответственно на рис. 6, *а* и *б*.

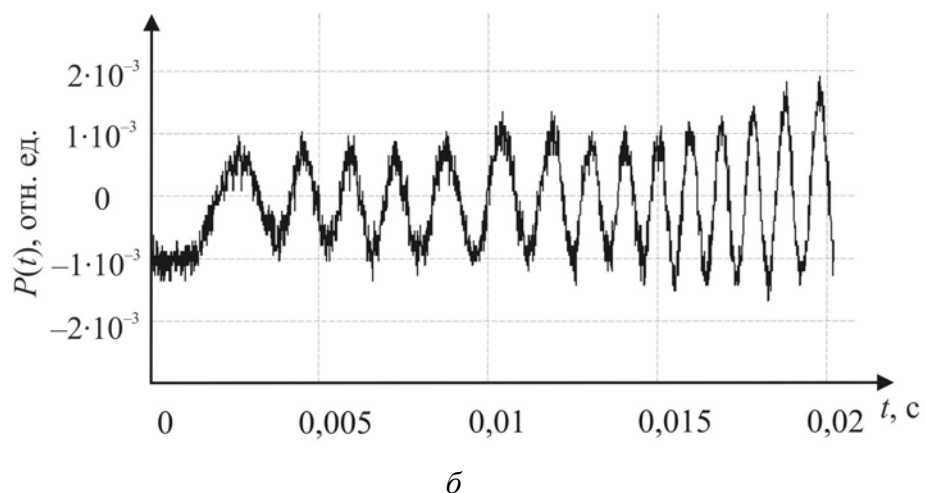
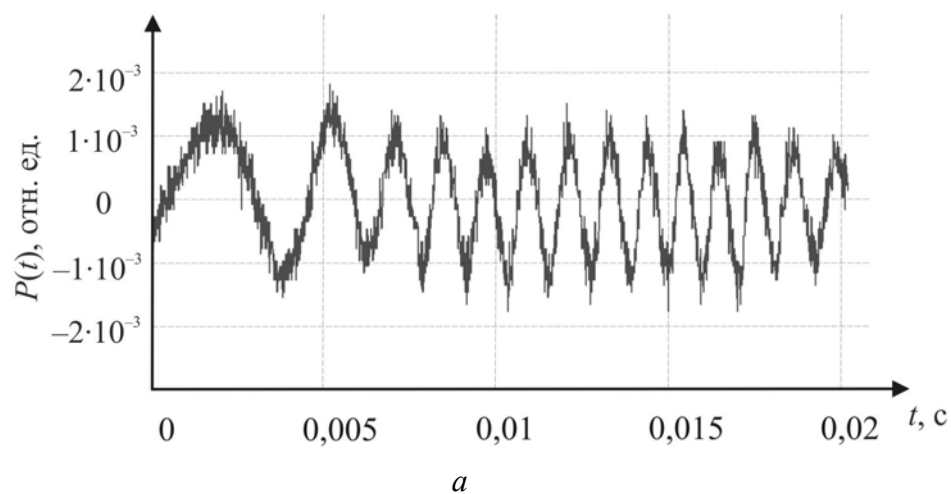


Рис. 6. Измеренные автодинные сигналы: *а* – до закапывания капель, *б* – после закапывания капель

Таблица 4

Величины скорости и ускорения участка глаза в зависимости от пневмоимпульсов, измеренные через час после закапывания препарата

№ п/п	Стадия	Внутриглазное давление (<i>Canon Full Auto Tonometr</i>), у.е.	V , м/с	a , м/с ²	ΔZ , мкм	$\Delta Z / a \cdot 10^{-4}$, с ²
1	До препарата	$OD = 15$	0,00029	0,0147	2,81	1,912
2	После препарата	$OD = 14$	0,00037	0,0185	3,75	2,027

Анализ полученных сигналов показал, что значения максимальной скорости и ускорения участка оболочки, рассчитанные по спектру автодинного сигнала, до закапывания препарата «Дуотрав» оказались меньше, чем после закапывания. Контроль внутриглазного давления серийно выпускаемым пневмотонометром подтвердил уменьшение давления после закапывания препарата. Результаты расчёта средних значений максимальной скорости V , максимального ускорения a , максимальной величины прогиба участка глаза ΔZ и внутриглазного давления до и после закапывания препарата приведены в табл. 4.

Из табл. 4 видно, что значения скорости и ускорения участка глаза от пневмоимпульсов, измеренные через час после закапывания препарата, увеличились для V на 27,58%, для a на 25,85%, прогиб стал больше на 33,45%. То есть наибольшей чувствительностью к изменению внутриглазного давления обладает параметр ΔZ . При этом по показаниям пневмотонометра *CFAT* давление изменилось на одну условную единицу.

Из приведённых в табл. 4 данных следует, что изменение значений параметров движения участка глаза коррелирует с величиной внутриглазного давления. Следовательно, значение неизвестного давления можно определить по измеренным параметрам движения поверхности глазного яблока. В дополнение к уже существующим бесконтактным методам определения внутриглазного давления, позволяющим проводить измерения в области роговицы, использование полупроводникового лазерного автодина позволит повысить точность исследования, поскольку предполагается установление усредненных характеристик глаза как упругого тела.

Отсутствие контакта между глазом и измерителем позволит исключить необходимость обезболивания, которое требуется при использовании контактных глазных тонометров.

Выводы

Таким образом, показана возможность применения полупроводникового лазерного автодина для измерения параметров движения участка глаза (на модели и *in vivo*) под действием пневмоимпульса. Установлена связь характеристик движения и прогиба с внутриглазным давлением. Для оценки внутриглазного давления предлагается использовать не изменение одного параметра (прогиба), а изменение отношения двух параметров (величины прогиба и ускорения, измеряемых одновременно). Применение полученного отношения позволит исключить ошибки измерений, связанные с непостоянством пневмоимпульса, и расстоянием от источника пневмоимпульсов, и поверхностью объекта исследований. Полученную зависимость можно будет использовать при разработке новых методов, позволяющих повысить точность измерения внутриглазного давления бесконтактным способом.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. 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.
2. Астахов Ю.С., Акопов Е.Л., Потемкин В.В. Апплационная и динамическая контурная тонометрия: сравнительный анализ // Офтальмологические ведомости. – 2008. – Т. 1, № 1. – С. 4–10.
3. Вольмир А.С., Куранов Б.А., Турбаивский А.Т. Статика и динамика сложных структур: прикладные многоуровневые методы исследований. – М.: Машиностроение, 1989. – 248 с.
4. Голушко С.К., Немировский Ю.В. Прямые и обратные задачи механики упругих композитных пластин и оболочек вращения. – М.: физматлит, 2008. – 432 с.
5. Иомдина Е.Н. Биомеханические исследования глаза и их значение для практической офтальмологии // Биомеханика глаза: сб. тр. II семинара. – М., 2001. – С. 17–24.
6. Иомдина Е.Н. Механические свойства тканей глаза человека // Современные проблемы биомеханики. – 2006. – Вып. 11. – С. 183–200.
7. Кузнецов К.Ю., Нагибин Ю.Т., Трофимов В.А., Алексеев С.А. Оптико-электронная обработка информации в пневмооптическом тонометре // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. – 2011. – № 3. – С. 14–17.
8. Любимов Г.А. История развития и биомеханическое содержание измерения внутриглазного давления по методу Маклакова // Глаукома. – 2006. – № 1. – С. 43–49.
9. Любимов Г.А. О возможностях метода эластометрии для исследования упругих свойств оболочки глазного яблока // Механика жидкости и газа. – 2010. – № 2. – С. 3–11.
10. Усанов Д.А., Мареев О.В., Скрипаль А.В., Мареев Г.О. Лазерные автодинные измерения параметров движений барабанной перепонки // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, № 1 (55). – С. 8–21.
11. Усанов Д.А., Мареев О.В., Скрипаль А.В., Мареев Г.О., Камышанский А.С. Бифуркации удвоения периода колебаний барабанной перепонки при увеличении звукового давления // Письма в ЖТФ. – 2007. – Т. 33, вып. 21. – С. 90–94.
12. 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.
13. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Добдин С.Ю. Определение ускорения при неравномерно ускоренных микро- и наносмещениях объекта по автодинному сигналу полупроводникового лазера // Нано- и микросистемная техника. – 2010. – № 10. – С. 51–54.
14. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Добдин С.Ю. Определение ускорения при микро- и наносмещениях по автодинному сигналу полупроводникового лазера на квантово-размерных структурах // Письма в ЖТФ. – 2010. – № 21. – С. 78–84.
15. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Добдин С.Ю. Определение характеристик колебаний упругой сферической оболочки, заполненной несжимаемой жидкостью, с помощью полупроводникового лазерного автодина // Письма в ЖТФ. – 2011. – № 18. – С. 65–72.
16. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Калинин М.Ю. Восстановление формы сложного движения по сигналу автодинного детектирования полупроводникового лазера // Письма в ЖТФ. – 2000. – № 2. – С. 125–129.
17. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Камышанский А.С. Измерение скорости нанометровых перемещений по спектру автодинного сигнала лазера на квантоворазмерных структурах // Письма в ЖТФ. – 2004. – № 7. – С. 77–82.
18. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Скрипаль А.В. Физика полупроводниковых радиочастотных и оптических автодинов. – Саратов: Изд-во Саратов. ун-та, 2003. – 312 с.
19. Чанилов О.И., Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Камышанский А.С. Вейвлет-анализ лазерного интерференционного сигнала при ударном возбуждении отражателя // Письма в ЖТФ. – 2005. – Т. 31, вып. 21. – С. 9–16.
20. 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.
21. Liang S.Y., Lee G.A., Shields D. Self-tonometry in glaucoma measurement – past, present, and future // Survey of Ophthalmology. – 2009. – Vol. 54, No. 4. – P. 450–462.
22. Lukianowicz T., Lukianowicz C. Method of measuring of little periodical movements involving laser interferometry // Proc. SPIE. – 1994. – Vol. 2340. – P. 415–422.
23. Stamper M., Robert L. 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. – P. E16–E28.
24. Timoshenko S.P., Woinowsky-Krieger S. Theory of plates and shells: second edition. – New York: McGraw-Hill, 1959. – 595 p.

ANALYSIS OF ELASTIC PROPERTIES OF THE EYEBALL IN THE MODEL AND *IN VIVO* USING SEMICONDUCTOR LASER AUTODYNE

D.A. Usanov, A.V. Skripal, T.B. Usanova, S.Yu. Dobdin (Saratov, Russia)

The results of determination of elastic properties of the eyeball in the model and *in vivo* using a semiconductor laser autodyne have been demonstrated. The evaluation was carried out by determining parameters of a motion of a spherical part of an elastic body under pneumopulse. The unknown parameters of a motion were determined from the solution of the inverse problem, which is obtained as a result of calculation of the minimum of functional, defined as the sum of the squared deviations of experimental and theoretical values of the autodyne signal. It has been established that a ratio of a deflection and an acceleration of the eyeball part is a value that weakly depends on the pneumopulse pressure and on the distance from its source to the surface of the object. The elastic properties of the test object have been determined by the function of the movement of the spherical part of the elastic body. To reconstruct the function of the movement, was used a method, where the function of the object motion is reconstructed by using the wavelet transform. Results of the analysis show the relationship between the elasticity of the body and the internal pressure, which was measured by the Maklakov's method. Modulus of elasticity was determined by mechanical tests on one-column universal testing machine. The possibility of using a semiconductor laser autodyne for measuring the elastic properties of the eye under the pneumopulse and a comparison of the results with the value of the intraocular pressure have been studied.

Key words: eye biomechanics, intraocular pressure, semiconductor laser, autodyne signal, eye tonometry.

Получено 13 августа 2012