

## Тонومتر внутриглазного давления динамического типа

### Аннотация

Рассмотрен принцип построения тонометра внутриглазного давления динамического типа, основанный на измерении периода свободных колебаний динамической системы, образованной элементами тонометра и глаза. Предложена модель колебательной системы «тонометр-глаз», и рассмотрено влияние элементов глаза (века и роговицы) на период колебаний этой системы. Рассмотрен пример практической реализации тонометра динамического типа.

Большинство используемых в настоящее время в медицинской практике тонометров внутриглазного давления (по Маклакову, по Гольдману, по Шиотцу) [1] являются тонометрами статического типа, основанными на уравнивании действующих на роговичную оболочку глаза сил внутриглазного давления внешней силой, по значению которой и оценивают внутриглазное давление. При этом процесс измерения внутриглазного давления (ВГД) связан с использованием специальных веществ и непосредственным воздействием на роговицу глаза соответствующими элементами тонометра и осуществляется, как правило, в условиях стационарного лечебного учреждения.

Как не требующие предварительной анестезии глаза позиционируются воздушно-струйные тонометры, в которых для определения внутриглазного давления производится математическая обработка параметров перемещения роговицы под действием дозированного воздушного импульса («Reichert», США; «Huvitz», Южная Корея; «Canon», Япония), что позволяет отнести их к тонометрам динамического типа. Такие тонометры с успехом могут использоваться в стационарных условиях, но в силу своей громоздкости и сложности мало приспособлены для проведения массовых измерений, например во время диспансерного осмотра или при скрининговом контроле.

В этих условиях целесообразно применение приборов, не требующих выполнения упомянутых выше операций анестезии, портативных, простых в использовании. Такие приборы существуют (ТГДц-01, ИГД-02 производства Рязанского приборного завода). Измерение ВГД осуществляется транспальпально (через веко), т. е. без прямого контакта с роговицей глаза. Принцип действия этих приборов основан на обработке параметров движения штока в результате его свободного падения, взаимодействия с упругой поверхностью глазного яблока через веко и последующего отскока. Информативными параметрами в расчетах внутриглазного давления являются амплитудные значения параметров движения штока, которые, как известно, наименее помехоустойчивы. Начиная с момента соприкосновения штока с веком, на изменение кинетической энергии штока оказывают неконтролируемое влияние свойства мягких тканей века, что проявляется в уменьшении скорости передвижения штока и высоты его отскока. Это может приводить к занижению показаний тонометров, особенно при повышенных значениях внутриглазного давления. Кроме того, помехами в данном случае могут быть силы трения, возникающие при перемещении штока в направляющих и дополнительно изменяющие амплитудные параметры движения штока.

Более достоверные результаты измерения внутриглазного давления можно обеспечить, используя в качестве информативного параметра такую динамическую характеристику перемещения штока после соприкосновения с упругой поверхностью глаза, как частота (период) свободных колебаний динамической системы, образованной последовательным соеди-

нением закрепленного на упругой подвеске штока (узла чувствительного элемента тонометра), роговицы глаза и прикрывающего ее века [2].

### Модель колебательной системы «тонометр-глаз»

Частота  $f$  свободных колебаний системы после принудительного вывода этой системы из состояния статического равновесия определяется выражением [3]

$$f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{K_{ЭКВ}}{m}}, \quad (1)$$

где  $K_{ЭКВ}$  – эквивалентный коэффициент жесткости системы;  $m$  – масса колеблющейся части чувствительного элемента (вибратора) прибора.

В нашем случае колебательная система образуется из таких элементов, как связка «шток вибратора-глаз», в которой глаз представлен связкой «веко-роговица».

В процессе колебаний элементы связки «шток вибратора-глаз» имеют одинаковые перемещения, т. е. имеет место параллельное соединение упругих связей. Поэтому эквивалентная жесткость складывается из параллельно соединенных жесткости вибратора и жесткости глаза. Таким образом, эквивалентный коэффициент жесткости  $K_{ЭКВ}$  определится как

$$K_{ЭКВ} = K_T + K_{B-P}, \quad (2)$$

где  $K_T$  – коэффициенты жесткости вибратора тонометра;  $K_{B-P}$  – коэффициенты жесткости связки «веко-роговица».

В свою очередь, связку «веко-роговица» следует рассматривать как последовательное соединение упругих связей, поскольку они находятся под действием одной и той же силы, но имеют разные перемещения под действием этой силы. Таким образом, эквивалентный коэффициент жесткости связки «веко-роговица»  $K_{B-P}$  определится как

$$K_{B-P} = \frac{K_B \cdot K_P}{K_B + K_P}, \quad (3)$$

где  $K_B$  и  $K_P$  – коэффициенты жесткости века и роговицы глаза.

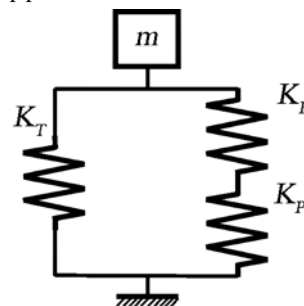


Рис. 1. Модель колебательной системы «тонометр-глаз»:  $m$  – масса колеблющейся части вибратора тонометра

На основании вышеизложенного модель колебательной системы «тонометр-глаз» можно представить комбинацией

последовательного и параллельного соединений упругих связей (рис. 1).

### Роль роговицы и века в колебательной системе «тонометр-глаз»

Известно [4], что зависимость «напряжение-деформация» для роговичной ткани в пределах упругих деформаций описывается не законом Гука, а экспоненциальной функцией вида

$$\sigma = A[\exp(B\varepsilon) - 1], \quad (4)$$

где  $\sigma$  – механическое напряжение, Н/м<sup>2</sup>;  $\varepsilon$  – относительная деформация;  $A$  и  $B$  – физические константы.

Модуль упругости определяется тангенсом угла наклона зависимости «механическое напряжение-относительная деформация», поэтому в соответствии с выражением (4) для роговицы глаза он должен увеличиваться при увеличении значения внутриглазного давления.

Это положение подтверждается результатами экспериментов. По данным [4], [5] с увеличением внутриглазного давления модуль упругости  $E$  роговицы постепенно увеличивается от 1 МПа при ВГД, равном 5 мм рт. ст., до 3 МПа при 20 мм рт. ст. и существенно возрастает при повышении внутриглазного давления (до значений порядка 15 МПа при ВГД, равном 60 мм рт. ст.).

Соответственно изменяется жесткость роговицы, коэффициент жесткости  $K_p$  которой можно описать выражением для жесткости сферической оболочки [6], [7]:

$$K_p = \frac{4Eh^2}{R\sqrt{3(1-\nu^2)}}, \quad (5)$$

где  $R$  – радиус роговицы (типичное значение 7,8 мм);  $h$  – толщина роговицы (для европейцев  $h = 0,579$  мм);  $\nu$  – коэффициент Пуассона (для биологических материалов  $\nu = 0,4$  [5]).

Из вышеизложенного и выражения (5) следует, что коэффициент жесткости роговицы  $K_p$  возрастает с увеличением ВГД.

Выражение (5) справедливо для свободной сферической оболочки. Под роговицей же всегда присутствует внутриглазная жидкость, которую в данном случае следует рассматривать как упругое основание сферической оболочки. Оценка влияния упругого основания может быть осуществлена введением коэффициента упругого основания  $\psi_{yo}$ , на который надо умножать результаты расчета, полученные из выражения (5), т. е.

$$K_p^{yo} = K_p \cdot \psi_{yo}. \quad (6)$$

Известны [8] экспериментально полученные зависимости изменения внутриглазного давления при изменении объема внутриглазной жидкости. Регрессия внутриглазного давления на изменение объема внутриглазной жидкости описывается экспоненциальной функцией. По мере увеличения внутриглазного давления для получения одинакового приращения ВГД требуется все меньшее приращение объема внутриглазной жидкости. Это обстоятельство позволяет описать изменение коэффициента упругого основания при повышении ВГД логарифмической функцией. В табл. 1 приведены значения коэффициентов упругого основания для ряда значений внутриглазного давления. Значения эти выбраны в соответствии со стандартом ГОСТ Р ИСО 8612-2010 «Приборы офтальмологические. Тонометры». Здесь же приведены рассчитанные по выражениям (5) и (6) значения коэффициентов жесткости свободной роговицы с учетом упругого основания, а также значения коэффициентов жесткости  $K_{p\_экс}$ , полученные при проведении медицинских испытаний тонометра ТВГД-01 (пример выполнения тонометра приведен ниже).

Веко состоит из двух пластин [9], [10]: наружной, кожно-мышечной, и внутренней, состоящей из хряща и конъюнктивы. Кожа века очень тонкая и подвижная, так как подкожная клетчатка их чрезвычайно рыхлая и лишена жира. Внутренняя пластина века является плотной коллагеновой тканью. В специализированной литературе ее часто называют хрящом.

Хрящ века повторяет полулунную форму века и служит защитой глазного яблока от внешних механических воздействий.

Таблица 1

### Зависимость коэффициентов жесткости роговицы и упругого основания от внутриглазного давления

ВГД, мм рт. ст.	$K_p$ , Н/м	$\psi_{yo}$	$K_p^{yo}$ , Н/м	$K_{p\_экс}$ , Н/м
7	146,26	1,583	231,5	230
16	269,58	1,944	524,1	528
23	376,86	2,077	782,6	780
50	887,77	2,365	2099	2100

Модуль упругости хряща более чем на порядок превышает модуль упругости роговицы [5]. Если компенсировать влияние наружного кожно-мышечного слоя века предварительным нагружением системы «веко-роговица», то хрящ можно рассматривать как передаточное звено с коэффициентом передачи, равным единице, между чувствительным элементом тонометра и роговицей глаза, не оказывающее существенного влияния на параметры колебаний системы «тонометр-глаз».

При этом, как следует из выражения (3), коэффициент жесткости системы «веко-роговица» будет приблизительно равен коэффициенту жесткости роговицы ( $K_{B-P} \approx K_p$ ), определяемому выражениями (5) и (6).

В соответствии с выражением (2) эквивалентная жесткость  $K_{ЭКВ}$  системы «тонометр-глаз» включает в себя постоянную составляющую, определяемую жесткостью вибратора тонометра  $K_T$ , и переменную составляющую, определяемую жесткостью роговицы  $K_p$ . Коэффициент жесткости роговицы, как было показано выше, возрастает при увеличении внутриглазного давления. При этом растут эквивалентный коэффициент жесткости  $K_{ЭКВ}$  системы «тонометр-глаз» и соответственно частота  $f$  свободных колебаний этой системы [см. выражение (1)].

### Пример реализации тонометра динамического типа

Описанный выше принцип измерения внутриглазного давления реализован в тонометре ТВГД-01, выпускаемом ОАО «Елатомский приборный завод».

Чувствительный элемент тонометра ТВГД-01, называемый вибратор, содержит два основных узла: катушку индуктивности и шток, выполненный из немагнитного материала. На штоке (рис. 2) закреплены два постоянных магнита в виде колец. Сам шток подвешен на двух мембранных пружинах к торцам катушки индуктивности (рис. 3). Подвеска штока на мембранных пружинах обеспечивает штоку возможность перемещаться (колебаться) относительно катушки индуктивности вдоль ее оси.

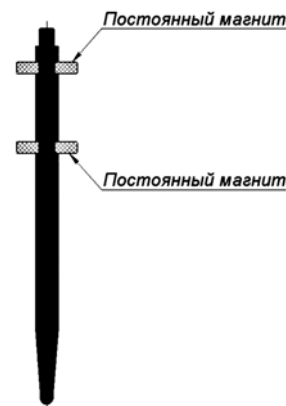


Рис. 2. Колебательный элемент вибратора – шток с магнитами

Вибратор может свободно перемещаться внутри корпуса прибора в некоторых пределах, заданных конструктивно. Масса всего вибратора составляет 15,76 г, что обеспечивает преодоление наружного мягкого слоя века и исключение его влияния.

яния на результат измерения. Суммарная масса штока и магнитов, входящих в колебательную систему «тонометр-глаз», составляет 2,6 г.

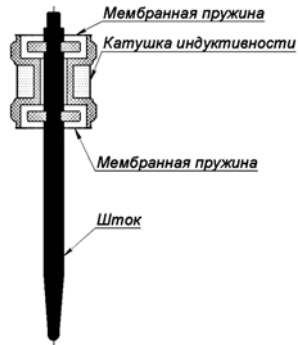


Рис. 3. Конструктивное исполнение вибратора

При измерении ВГД шток прибора устанавливается вертикально на веко. При этом вибратор, имея свободу перемещения внутри корпуса прибора, опускается под действием силы тяжести вниз, продавливая систему «веко-роговица» до тех пор, пока сила тяжести не уравновесится силой противодействия, определяемой жесткостью этой системы. Так как вибратор давит на систему «веко-роговица» через шток, который подвешен внутри вибратора на мембранных пружинах, то в момент установления механического равновесия все детали вибратора будут висеть на штоке и пружины получат начальную деформацию в виде перемещения  $\alpha$  центральной части каждой из пружин относительно плоскости соединения пружин с торцами катушки индуктивности. Общая система, образованная вибратором тонометра ТВГД-01 и системой «веко-роговица», которую назовем системой «вибратор-глаз», находится в состоянии статического механического равновесия.

Выведение системы из состояния статического равновесия осуществляется путем подачи на катушку индуктивности соответствующего электрического импульса. Под действием возникающего электромагнитного поля шток получает дополнительное перемещение (отклонение)  $\Delta\lambda < 1$  (рис. 4). Система «вибратор-глаз» переходит в новое состояние статического механического равновесия. По окончании электрического импульса система «вибратор-глаз» стремится вернуться в исходное состояние, в котором она находилась до подачи внешнего воздействия в виде электрического импульса через катушку индуктивности. Наличие упругих свойств системы «вибратор-глаз» вызывает свободные затухающие механические колебания, частота  $f$  которых в соответствии с выражением (1) определяется колеблющейся массой  $m$  (это масса штока с магнитами) и эквивалентной жесткостью  $K_{ЭКВ}$  системы «вибратор-глаз». Для исключения влияния на результат измерения силы тяжести подвижной части вибратора на катушку индуктивности подается пара возбуждающих импульсов: под действием первого происходит перемещение штока в одну сторону, а под действием второго – в противоположную (рис. 4). Результаты двух измерений периода свободных колебаний системы «вибратор-глаз» усредняются.

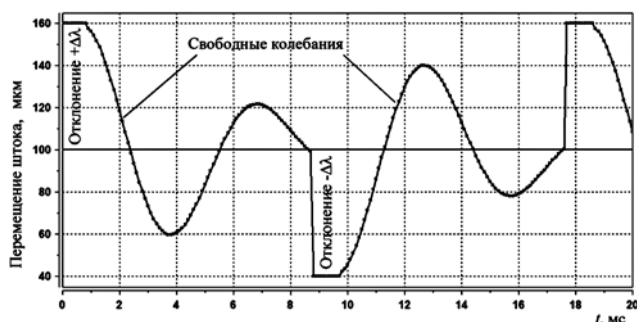


Рис. 4. Перемещение штока вдоль оси катушки индуктивности вибратора

## Заключение

Дано обоснование принципа построения тонометра внутриглазного давления динамического типа, заключающегося в измерении периода свободных колебаний динамической системы, образованной элементами тонометра и глаза.

Предложена модель колебательной системы «тонометр-глаз», и рассмотрено влияние элементов глаза (века и роговицы) на период колебаний этой системы.

Рассмотрен пример практической реализации тонометра динамического типа.

Полученные результаты могут послужить основой для дальнейших исследований, направленных на совершенствование метрологических характеристик тонометров динамического типа.

*Статья подготовлена при поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации.*

### Список литературы:

1. Нестеров А.П., Бунин А.Я., Канцельсон Л.А. Внутриглазное давление. – М.: Наука, 1974. 380 с.
2. Головков О.Л. Способ измерения внутриглазного давления через веко и устройство для его осуществления (варианты) / Патент РФ 2335234, МКИ<sup>7</sup> А61 В 3/16, А61 F 9/00; заявитель и правообладатель: Головков О.Л., Иванищев К.В. № 2007111422, заявл. 28.03.2007, опубл. 10.10.2008. Бюл. № 28.
3. Тимошенко С.П. Колебания в инженерном деле. Пер. с англ. – М.: Наука, 1955. 444 с.
4. Иомдина Е.Н. Механические свойства тканей глаза // Современные проблемы биомеханики. 2006. Вып. 11. С. 183-200.
5. Бегун П.И. Моделирование в биомеханике. – М.: Высшая школа, 2004. 390 с.
6. Тимошенко С.П., Войновский-Кригер С. Пластинки и оболочки. Пер. с англ. – М.: Наука, 1966. 636 с.
7. Прочность, устойчивость, колебания. Справочник в 3 томах, т. 1, т. 3. – М.: Машиностроение, 1968.
8. Любимов Г.А. История развития и биомеханическое содержание измерения внутриглазного давления по методу Маклакова // Глаукома. 2006. № 1. С. 43-49.
9. Веки глаз / [http://www.vseozrenii.ru/zrenie/vse\\_o\\_zrenii/eye\\_anatomy/eyelids\\_chapter.php](http://www.vseozrenii.ru/zrenie/vse_o_zrenii/eye_anatomy/eyelids_chapter.php).
10. Клиническая анатомия, строение век / <http://zrenue.com/anatomija-glaza/33-veki/333-klinicheskaja-anatomija-vek.html>.

*Виктор Иванович Дыкин,  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра теоретической и прикладной механики,  
Рязанский государственный  
радиотехнический университет,  
Константин Васильевич Иванищев,  
инженер-конструктор,  
Николай Петрович Корнев,  
зам. директора Научно-технического центра,  
ОАО «Елатомский приборный завод»,  
Анатолий Александрович Михеев,  
д-р техн. наук, профессор,  
кафедра биомедицинской  
и полупроводниковой электроники,  
Рязанский государственный  
радиотехнический университет,  
Валентин Николаевич Соломаха,  
канд. техн. наук,  
директор Научно-технического центра,  
ОАО «Елатомский приборный завод»,  
г. Рязань,  
e-mail vdikin2013v@yandex.ru*