1. **Введение**

Изучение биомеханики глаза важно для понимания механизмов его функционирования и причин развития патологий. Новые знания помогают более качественно диагностировать ряд заболеваний и разрабатывать эффективные методы их лечения. Внутриглазное давление (ВГД) является одной из важнейших характеристик глаза, используемых в офтальмологии. Уровень ВГД является основным показателем при диагностировании ряда глазных болезней. В последнее время задачи, связанные с изучением влияния различных параметров глаза на показатели ВГД приобретают особенную актуальность в связи с распространением кераторефракционных операций по коррекции зрения. В результате этих хирургических операций меняются толщина или кривизна роговицы. Зафиксированы значительные отклонения показателей ВГД до и после операционных вмешательств, обусловленные не изменением ВГД, а являющиеся погрешностями существующих методов измерения.

В последнее время различные теории оболочек широко применяются для решения ряда медицинских проблем, в том числе и в задачах офтальмологии. К математическому описанию глаза в целом и его отдельных элементов обращались уже при решении многих проблем и даже эти существенно упрощенные модели оказывались полезными для врачей-офтальмологов. В течение четверти века был построен ряд математических моделей, связанных с деформированием элементов глаза. В настоящее время для решения большого класса задач по механике глаза широкое распространение получили численные методы, такие как метод конечных разностей и другие, что связанно с наличием быстродействующих вычислительных машин. Также для исследования ряда задач используются некоторые пакеты прикладных программ, таких как АNSYS, ABAQUS и другие, основанные на методе конечных элементов.

1. **Структура глаза**

Глаз человека, в первом приближении шаровидной формы, имеет три основных оболочки: наружную фиброзную, включающую в себя склеру (задняя непрозрачная часть) и роговицу (передняя прозрачная часть), среднюю сосудистую и внутреннюю сетчатую оболочку. Очень плотная наружная фиброзная оболочка глазного яблока выполняет защитную функцию и обусловливает форму глаза. Она обеспечивает сохранение формы и величины глазного яблока даже при значительных изменениях ВГД. Склера и роговица представляют собой две сопряженных оболочки с различными радиусами кривизны и различными биомеханическими свойствами. Внутренние оболочки глаза (сосудистая оболочка и сетчатка) покрывают только задний отдел глазного яблока. Средняя оболочка глаза богата кровеносными сосудами и состоит из трех частей: собственно сосудистой оболочки, ресничного тела и радужки. Сосудистая оболочка глаза относится к "активным структурам" глаза: изменяя свой объем и жесткость в зависимости от кровенаполнения, она способна изменять свои механические свойства в течение суток. Внутренняя оболочка глаза — сетчатка представляет собой тонкую оболочку, прилежащую на всём своём протяжении с внутренней стороны к стекловидному телу, а с наружной — к сосудистой оболочке глазного яблока.

1. **Тонометрия**

Измерение ВГД производится путем регистрации деформации роговицы в ответ на механическое воздействие. Большинство применяемых методов измерения ВГД основаны на принципе аппланации (тонометр Маклакова, Гольдмана) или импрессии (тонометр Шиотца). Импрессионные приборы вдавливают роговую оболочку с помощью специально стандатризированного по своим параметрам стержня (плунжера). Зависимость между глубиной вдавливания плунжера и величиной внутриглазного давления устанавливают опытным путем. При аппланационной тонометрии, которая впервые была предложена А.И. Маклаковым в 1884 г., на роговую оболочку надавливают какой - либо плоской поверхностью. При этом образуется плоская деформация роговицы, которая имеет правильную круглую форму. Зависимость между диаметром деформированного участка роговицы и силой, вызвавшей деформацию, и внутриглазным давлением устанавливают опытным путем. Таким образом, при импрессионной тонометрии деформированный участок оболочек глаза имеет вогнутую форму, а при аппланационной — плоскую.

При измерении внутриглазного давления тонометрами происходит нагружение наружной оболочки глаза и, как следствие, повышение давления. Давление, фиксируемое тонометром, получило название "тонометрическое". Первоначально, тонометрическое давление определялось следующим соотношением: , где W — вес прилагаемого груза (или прикладываемая сила), S — площадь зоны контакта. При этом истинное внутриглазное давление (давление в глазу до нагружения) связывалось с тонометрическим соотношением: , где M – влияние сил упругости роговицы, уменьшающее зону контакта, а N – силы, увеличивающие зону контакта, за счет прикладываемого груза. На увеличение зоны контакта может также повлиять след слезы. Силы M и N трудно оценить, тем более для конкретного глаза.



1. **Аппланационный тонометр Маклакова**

Тонометр Маклакова является первым тонометром аппланационного типа. Тонометр представляет собой цилиндр с расширениями на концах. Расширенная часть заканчивается плоской стеклянной пластинкой. Внутрь цилиндра помещен свинцовый грузик весом 5, 7.5, 10,15 г. Грузик свободно перемещается в цилиндре, обеспечивая большую устойчивость тонометра на глазу. Стеклянные пластинки смазывают специальным раствором, и тонометр помещают на роговицу глаза не более, чем на 1 сек. Ручка тонометра отводится в сторону, чтобы он надавил всем своим весом на роговую оболочку глаза. Там, где тонометр входит в контакт с роговицей, т. е на площадке сплющивания, краска смывается слезой. Тонограмма переносится на листок, смоченный водой или спиртом. Измерение диаметра тонограммы производится при помощи специальных линеек. Для перевода показаний тонометра в мм рт. ст. используют специальные калибровочные таблицы, прилагаемые к тонометру.

В настоящее время истинное внутриглазное давление при использовании тонометра Маклакова определяется с помощью специализированных таблиц, в основе которых для определения внутриглазного давления лежат эмпирические формулы. В 1937 г. Фриденвальд на основе большого количества экспериментальных данных, проведенных на выделенных глазах, показал, что достаточно хорошо связь между изменением давления и введенным в глаз дополнительным объемом описываются соотношением

, где p0, p1 – внутриглазное давление в начале опыта и после введения в глаз объема жидкости; коэффициент A иногда называют коэффициентом ригидности оболочки. Фриденвальд предложил использовать это соотношение для определения внутриглазного давления p0 и коэффициента ригидности оболочки глаза A на основе опытов по нагружению глаза тонометром, предполагая, что изменение давления внутри глаза при нагружении его тонометром равно изменению давления в том же глазу, если в него ввести дополнительный объем жидкости, равный объему сферического сегмента, основание которого равно зоне контакта тонометра и роговицы. Так это соотношение легло в основу стандартных таблиц для тонометрического определения внутриглазного давления. Однако для получения лучшего соответствия опытным данным в это соотношение вводилось много разных поправок, связанных со слоем слезы и др. Никаких аналитических моделей при этом не рассматривалось.



1. **Аппланационный тонометр Гольдмана**

В тонометре Гольдмана постоянной величиной является не действующая на глаз сила, как в тонометре Маклакова, а диаметр кружка сплющивания. Прозрачная призма прибора придавливается к роговой оболочке исследуемого глаза до тех пор, пока кружок сплющивания не впишется в основание призмы. Для повышения точности исследования призма прибора (двойная призма) разделяет изображение верхней и нижних половин площадки сплющивания. Меняя силу давления призмы на глаз, фиксируется такой момент, когда обе половины изображения соприкасаются в одной точке. В этот момент диаметр площадки сплющивания равен 3.06 мм. При таком диаметре сила, действующая на площадку сплющивания со стороны призмы, в 0.1 г соответствует внутриглазному давлению в 1 мм рт. ст. Первоначально предполагалось, что чем меньше площадка сплющивания, тем лучше, а зона контакта фиксировалась равной 2.03 мм.

Тонометр Гольдмана полвека считался одним из самых надежных классических методов измерения внутриглазного давления. Однако в последнее время появились приборы, которые позволяют при обследовании пациентов точнее определить геометрические параметры роговицы, и, как следствие, появилось много работ, в которых обсуждается чувствительность показателей тонометра Гольдмана к толщине роговицы в центральной зоне, кривизне и структуре роговицы. Были отмечены значительные расхождения значений ВГД, полученных различными тонометрами на одном и том же глазу (до 12 мм. рт. ст.), объясняемые анатомическими особенностями оперированных глаз, измененным профилем роговицы, ее сниженной жесткостью и различными способами измерения ВГД. Понятно поэтому, что в настоящее время вновь стали актуальными вопросы теории тонометрии, создание моделей, позволяющих оценить влияние различных параметров глаза на показатели ВГД.

1. **Математическая модель измерения ВГД по методу Маклакова**

В работах [1],[5] глаз рассматривался как две сопряженные оболочки с разными свойствами—роговица и склера. Проводился анализ влияния упругих и геометрических свойств склеры и роговицы на изменение давления в глазу при его нагружении. Предполагалось, что склера и роговица имеют форму сферических сегментов разного радиуса. Проводился анализ влияния упругих и геометрических свойств склеры и роговицы на изменение давления в глазу при его нагружении. Предполагалось, что глаз до нагружения заполнен несжимаемой жидкостью с давлением p0. Роговица, которая при нагружении испытывает большие деформации, предполагалась безмоментной мягкой оболочкой. (Известно, что модуль упругости роговицы Er в несколько раз меньше модуля упругости склеры Es.) В этом случае по зоне контакта определялось давление внутри нагруженной оболочки p (p=pt =P/S). Предполагалось также, что линия действия приложенной к оболочке внешней силы (веса груза) проходит через центры обоих сферических сегментов, и что в результате действия груза склера деформируется так, что угол ϕs, под которым из центра склеры видна линия контакта, остается неизменным, а сферический сегмент, моделирующий склеру, остается сферическим сегментом, но с измененным радиусом —Rs. Деформация роговицы описывалась нелинейными уравнениями. Полагалось, что уменьшение объема ΔV под сегментом ACDB в результате действия груза компенсируется растяжением склеры. На основе расчетов, проведенных для многих параметров, отмечается, что используемая на практике связь между истинным внутриглазным давлением и диаметром плоской части области деформации роговицы глаза при измерении по методу Маклакова удовлетворительно описывается решениями модельных задач. Связь p0 =f(d) слабо зависит от упругих свойств оболочек глаза, однако утверждение о том, что изменение давления внутри оболочки при ее нагружении совпадает с изменением давления в той же оболочке после введения в нее дополнительного объема жидкости, равного количеству «смещенной жидкости», не согласуется с решениями модельных задач. Результаты расчетов показали также, что на истинное значение ВГД оказывают влияние параметры не только роговицы, но и склеры.

1. **Математическая модель измерения ВГД по методу Маклакова**

У людей с миопией (близорукостью) и гиперметропией (дальнозоркостью) глаз имеет форму эллипсоида, полуоси которого могут существенно отличаться. Причем у людей с миопией длина «передне - задней оси» и объем глаза больше, чем у людей с нормальным зрением и у людей с гиперметропией. В связи с этим в работе [6], продолжая исследования [5], также обсуждалась математическая модель измерения ВГД по методу Маклакова. При этом глазное яблоко моделировалось сопряженными оболочками. Роговица по–прежнему моделировалась сферическим сегментом, а склера – сегментом более общей формы – эллипсоидальным. Если принять, что объем эллипсоидального сегмента с полуосями a и b равен объему сферического сегмента радиуса Rs, то можно получить зависимость истинного ВГД от соотношения полуосей эллипсоидального сегмента. Расчеты, проведенные при различных параметрах, показали, что одинаковой зоне контакта груза и роговицы в дальнозорких глазах (сплюснутый эллипсоид) соответствует несколько большее ВГД, чем в глазах с нормальным зрением, в близоруких глазах (вытянутый эллипсоид) истинное значение ВГД незначительно (меньше, чем на 1 мм рт. ст.) ниже, чем в глазах с нормальным зрением. Однако, если учесть, что у людей с миопией объем глаза обычно больше, чем у людей с нормальным зрением и у людей с гиперметропией, то можно получить зависимость, которая хорошо согласуется с клиническими данными. Таким образом, в зоне реального внутриглазного давления (p=14–20 мм рт. ст.) модель сопряженных оболочек хорошо описывает зависимость показателей ВГД, полученных методом Маклакова, от объема глаза. Результаты показали также, что показатели ВГД, полученные при P = 10г., слабо зависят от толщины роговицы.

1. **Конечно – элементные модели измерения ВГД**

Как уже отмечалось, при аппланационной тонометрии измерение ВГД может производиться по величине деформации при заданном грузе (по методу Маклакова) или по величине давления на глаз при одной и той же зоне контакта (по методу Гольдмана). С математической точки зрения это прямая и обратная задачи при одной и той же механической модели. Описанная выше модель сопряженных оболочек может быть использована и для описания тонометра Гольдмана. Однако и в этом случае, так как роговица рассматривалась как мягкая оболочка, результаты расчетов говорят о том, что показатели ВГД также должны быть не чувствительны к толщине роговицы, но это не соответствует данным офтальмологов. В работе [4] проведен сравнительный анализ показателей ВГД, полученных на одних и тех же глазах разными методами. Результаты показали, что данные ВГД, полученные методом Маклакова, существенно менее чувствительны к значению толщины роговицы, чем данные, полученные тонометром Гольдмана. Роговица, как и склера, близка к мягкой оболочке, но упругими свойствами обладает и при изгибе. По данным [8], и склера, и роговица близки к трансверсально-изотропным оболочкам, у которых модуль упругости в направлении толщины оболочки существенно меньше тангенциального модуля. В работах [1, 4] представлены конечно-элементные модели задачи, выполненные в пакете ANSYS (v. 9.0). Упругая система роговица—склера представляла собой сопряжение двух сферических оболочек с разными диаметрами и разными упругими свойствами. Расчеты показали, что возмущение, вносимое в упругую систему (роговица—склера) тонометром Гольдмана, локализовано вблизи области контакта и на стыке роговицы со склерой уже достаточно мало, т. е. в этом случае деформирование роговицы в основном зависит от упругих свойств и геометрии роговицы. Поэтому без потери точности система роговица—склера в ряде работ заменена трансверсально-изотропной сферической оболочкой постоянной толщины, имеющей радиус роговицы. Однако при моделировании измерения ВГД тонометром Маклакова, особенно грузом 10 г, зона контакта оказывается значительно бoльшей, и оболочка склеры может оказывать существенное влияние на процесс деформирования. В [1, 4] корнеосклеральная оболочка моделируется сопряженными оболочками. Задача решалась в предположении осевой симметрии. Расчеты показали, что чем меньше зона контакта груза и оболочки (за счет величины груза или внутреннего давления), тем больше доля усилий, идущих на изгибные деформации. Толщина роговицы существенно влияет именно на изгибные деформации оболочки. Показатели ВГД при измерении тонометром Гольдмана существенно более чувствительны к изменению толщины роговицы, чем показатели ВГД при измерении тонометром Маклакова, так как при измерении ВГД тонометром Гольдмана диаметр зоны контакта существенно меньше, диаметра зоны контакта при измерениях тонометром Маклакова (5 и 10 г) при тех же значениях ВГД. По той же причине (размера зоны контакта) влияние толщины роговицы на показатели ВГД при измерении тонометром Маклакова весом 5 г больше, чем на показатели ВГД при измерении тонометром весом 10 г. Это подтвердили и клинические данные.

1. **Влияние многослойности роговицы на значение ВГД**

Роговица имеет сложную многослойную неоднородную структуру. В роговице выделяют пять основных слоев, которые различаются как по толщине, так и по своей структуре, а, следовательно, обладают различными упругим свойствам: : передний эпителий, передняя пограничная мембрана (боуменова оболочка), основное вещество роговицы, или строма, задняя пограничная мембрана (десцеметова оболочка), задний эпителий, или эндотелий роговицы.

Результаты расчетов при разных модулях упругости показали, что на деформации оболочек, а значит, и на показатели ВГД наиболее существенное влияние оказывает модуль сдвига в плоскости, перпендикулярной к поверхности, а этот модуль в трансверсально-изотропной оболочке не зависит от тангенциального модуля упругости. Для роговицы, состоящей из нескольких слоев, этот модуль характеризует связь этих слоев, и известно только, что этот модуль имеет малое значение. В работе [9] построены модели аппланационной тонометрии (тонометр Маклакова и Гольдмана) с учетом многослойности роговицы. Корнеосклеральная оболочка глаза моделируются сопряженными сферическими сегментами с разными диаметрами и разными упругими свойствами. Составная оболочка до нагружения заполнена несжимаемой жидкостью с давлением p (истинное давление). Диаметр глазного яблока человека варьируется в очень малых пределах и составляет в среднем 24 мм. Толщина склеры и роговицы h <= 1 мм. Исходя из этих данных (величина h/R <= 1) оболочки моделируются тонкостенными (двумерными) упругими оболочками. Роговица моделируется сегментом меньшего радиуса, который разбивается на четыре слоя: первый (внешний) слой отвечает биомеханическим свойствам эпителия, второй — боуменовой оболочки, третий — стромы, четвертый (внутрений) слой — свойствам десцементовой оболоки. Склера моделируется однородным сегментом большего радиуса.

Сравнение результатов, полученных при моделировании аппланационных методов тонометрии для многослойной роговицы, с результатами, полученными тем же методом для однородной роговицы, но с осредненными значениями упругих параметров составляющих ее слоев, показало, что зона контакта в первом случае больше, а следовательно, величина истинного внутриглазного давления меньше.

1. **Роговица как вязко – эластическая система**

Пример вязко-эластической системы - автомобильная амортизационная стойка в сборе с пружиной. Включает в себя цилиндрическую рессору, как пример статического сопротивления или эластичности и амортизатор, как пример динамического сопротивления или вязкости.

*Вязкость - свойство вещества отвечать на воздействие в первую очередь в зависимости от скорости приложения силы*.  
*Эластичность - свойство вещества отвечать на воздействие прямо пропорционально приложенной силе, вне зависимоти от продолжительности и скорости воздействия*

Роговица – вязко-эластическая система. Статический метод, подобный тонометрии по Гольдману, не может измерить и учесть ее вязкостные свойства.

1. **Анализатор биомеханических свойств глаза**

Гольдмановский тонометр выполняет статическое измерение. При этом фиксирутся ВГД во время неизменного состояния аппланации роговицы, полученного в результате механического воздействия. Работа Анализатора биомеханических свойств глаза основана на использовании бесконтактной тонометрии. При этом фиксируется несколько параметров ВГД, при направленном движении роговицы под воздействием воздушного импульса. Динамический характер измерений, выполненных при помощи ORA, позволяет получить ряд дополнительных полезных параметров, характеризующих свойства роговицы.  
В ORA используется быстрый воздушный импульс в качестве внешнего воздействия и специальная электронно-оптическая система для мониторинга деформации роговицы. Установочные процедуры полностью автоматизированы. Точно дозированное воздействие воздушной струи заставляет роговицу двигаться назад, уплощаясь и затем незначительно прогибаясь кзади. Продолжительность воздействия составляет несколько миллисекунд, после чего давление снижается до исходного уровня, и роговица приобретает обычную конфигурацию. При этом она снова проходит через положение уплощения. Электронно-оптическая детекторная система проводит мониторинг изменения кривизны роговицы в центральной зоне, регистрируя два независимых аппланационных значения давления: при первом уплощении роговицы, двигающейся кзади, и при втором уплощении роговицы, возвращающейся к исходной конфигурации. На первый взгляд, эти два значения давления должны быть идентичны. Однако благодаря вязкому затуханию динамичного воздушного импульса в роговичной ткани, происходит некоторая задержка уплощения роговицы, что приводит к регистрации двух различных значений давления. Среднее значение из этих двух показателей давления соответствует показателю ВГД по Гольдману. А разность между этими показателями является корнеальным гистерезисом.

1. **Снимаемые параметры**

За одно измерение снимаются пять параметров: ВГД по Гольдману, роговично - компенсированное ВГДрк, корнеальный гистерезис, фактор резистентности роговицы, толщина роговицы.

Для расчета ВГДрк используются данные клинические измерений и специальный алгоритм. ВГДрк не зависит от толщины роговицы и не меняется после операции Lasik.  
Корнеальныим гистерезисом называется разница между двумя регистрируемыми ORA значениями давления во время двунапрвленного процесса аппланации роговицы, возникающую в результате затухания воздушного импульса в вязко-эластичной роговичной ткани.  
Фактор резистентности роговицы рассчитывается с помощью специального алгоритма. Служит показателем суммарной резистентности роговицы, находится в корреляции с толщиной роговицы и ВГД по Гольдману, но не влияет на уровень роговично-компенсированного ВГД.

1. **Преимущества использования**

* Корнеальный гистерезис является важным показателем биомеханических свойств роговицы. Это доказано при исследовании пациентов с кератоконусом, дистрофией Фукса и пациентов, которым были выполнены эксимерлазерные операции.
* Измерение КГ должно стать стандартной процедурой при отборе пациентов на рефракционные операции.
* Регистрация КГ важный метод в диагностике и мониторинге заболеваний роговицы.
* Знание КГ важно в диагностике и лечении глаукомы, в особенности с низким давлением.
* После рефракционных операций роговично-компенсированное ВГД является более стабильным показателем, чем ВГД по Гольдману

Используя ORA у нас имеется возможность получения информации о биомеханических свойствах глаза. Используется бесконтактный метод, не требующий анестезии. Метод является объективным, не зависящим от погрешности оператора, быстрым и легким в использовании. Помимо этого, при использовании ORA отсутствует риск инфицирования.

1. **Литература**
   1. Бауэр С.М.. Об аппланационных методах измерения внутриглазного давления // Труды семинара «Компьютерные методы в механике сплошной среды» - 2006-2007 г. – С.3-19.
   2. Бауэр С.М. , Воронкова Е.Б.. Модели теории оболочек и пластин в задачах офтальмологии // Вестник СПбГУ. Сер.1. Т.1 (59) - 2014 - Вып.3 – С.438-458.
   3. Бауэр С.М., Зимин Б.А, Колежук У.Н., Качанов А.Б., Любимов Г.А.. О математическом моделировании измерения внутриглазного давления при тонометрии по методу Маклакова// Биомеханика глаза. Сб. трудов конференции Моск. НИИ глазных болезней им. Гельмгольца. - 2005. - C. 121–123.
   4. Бауэр С.М., Качанов А. Б., Семенов Б.Н., Слесорайтите Е.. О влиянии толщины роговицы на показатели внутриглазного давления при измерении ВГД аппланационными методами //Биомеханика глаза. Сб. трудов конференции. М.: Ин-т глазных болезней им. Гельмгольца. – 2007 - C. 119–124.
   5. Бауэр С.М., Любимов Г.А., Товстик П.Е.. Математическое моделирование метода Маклакова измерения внутриглазного давления // Известия РАН. Механика жидкости и газа – 2005 - №1 - C. 24–39.
   6. Бауэр С.М.., Типясев А.С.. О математической модели оценки внутриглазного давления по методу Маклакова // Вестн. С.-Петерб. ун-та. Сер. 1. - 2008. - №4 - C. 98–101.
   7. Еричев В.П., Еремина М.В., Якубова Л.В., Арефьева Ю.А. Анализатор биомеханических свойств глаза в оценке вяз­ко–элас­ти­че­ских свойств роговицы в здоровых глазах // Глаукома – 2007 – № 1. – С. 11 – 15.
   8. Иомдина Е. Н..Биомеханика склеральной оболочки глаза при миопии: диагностика нарушений и их экспериментальная коррекция: автореф. дис.... д-ра. М., 2000. 32 c.
   9. Карамшина Л.А.. Механические модели аппланационной тонометрии с учетом многослойности роговицы // Российский журнал биомеханики. – 2011 - №3. - C. 37–44.