

УДК 531/534: [57+61]

МЕХАНИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ ИЗМЕРЕНИЯ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ ТОНОМЕТРАМИ МАКЛАКОВА И ГОЛЬДМАНА ПОСЛЕ ОПЕРАЦИЙ ПО КОРРЕКЦИИ ЗРЕНИЯ

С.М. Бауэр¹, Л.А. Карамшина¹, А.Б. Качанов²

¹ Кафедра теоретической и прикладной механики Санкт-Петербургского государственного университета, Россия, 198504, Санкт-Петербург, Университетский проспект, 28, e-mail: s_bauer@mail.ru, l_karamshina@mail.ru

² Санкт-Петербургский филиал ФГБУ МНТК «Микрохирургия глаза Россоцздрава» им. акад. С.Н. Федорова, Россия, 192283, Санкт-Петербург, ул. Я. Гашека, 21, e-mail: andrey_kachanov@yahoo.com

Аннотация. В программном пакете *ANSYS* моделируется измерение внутриглазного давления аппланационными тонометрами Гольдмана и Маклакова (грузом 10 г) после операций по коррекции зрения с учетом многослойной структуры роговицы. Проводится сравнение показателей внутриглазного давления, получаемых после операций ЛАЗИК (*LASIK*) и ФРК (*PRK*). Роговица и склера представляются сопряженными трансверсально-изотропными оболочками с различными биомеханическими свойствами, при этом роговица разбивается на несколько слоев, различных по толщине и упругим свойствам.

Ключевые слова: внутриглазное давление, тонометр Гольдмана, тонометр Маклакова, многослойная роговица, рефракционные операции, операция ЛАЗИК, операция ФРК.

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время с развитием рефракционной хирургии установлено, что значения толщины и кривизны роговицы существенно влияют на показатели внутриглазного давления. Этот факт невозможно описать теорией мягких оболочек.

В связи с этим в работе [2] выполнено конечно-элементное моделирование задачи об измерении внутриглазного давления с помощью программного пакета *ANSYS*. Упругая система роговица–склера моделировалась двумя трансверсально-изотропными сферическими оболочками с разными диаметрами и разными упругими свойствами. Модуль упругости в направлении толщины обеих оболочек принимался существенно меньшим, чем модуль упругости в тангенциальном направлении. Расчеты, проведенные в [2], показали существенное влияние толщины роговицы на изгибные деформации оболочки. Отмечено, что чем меньше зона контакта груза и оболочки (за счет величины груза или высокого внутриглазного давления), тем больше доля усилий, идущих на изгибные деформации.

Известно, что роговица представляет собой сложную биомеханическую структуру и состоит из пяти основных слоев, различных по своей толщине и биомеханическим свойствам. В связи с этим в работе [7] было представлено аналогичное [2] конечно-элементное моделирование процессов измерения

© Бауэр С.М., Карамшина Л.А., Качанов А.Б., 2012

Бауэр Светлана Михайловна, д.ф.-м.н., профессор кафедры теоретической и прикладной механики, Санкт-Петербург

Карамшина Людмила Александровна, к.ф.-м.н., инженер-исследователь кафедры теоретической и прикладной механики, Санкт-Петербург

Качанов Андрей Борисович, к.м.н., офтальмохирург отделения рефракционной хирургии, Санкт-Петербург

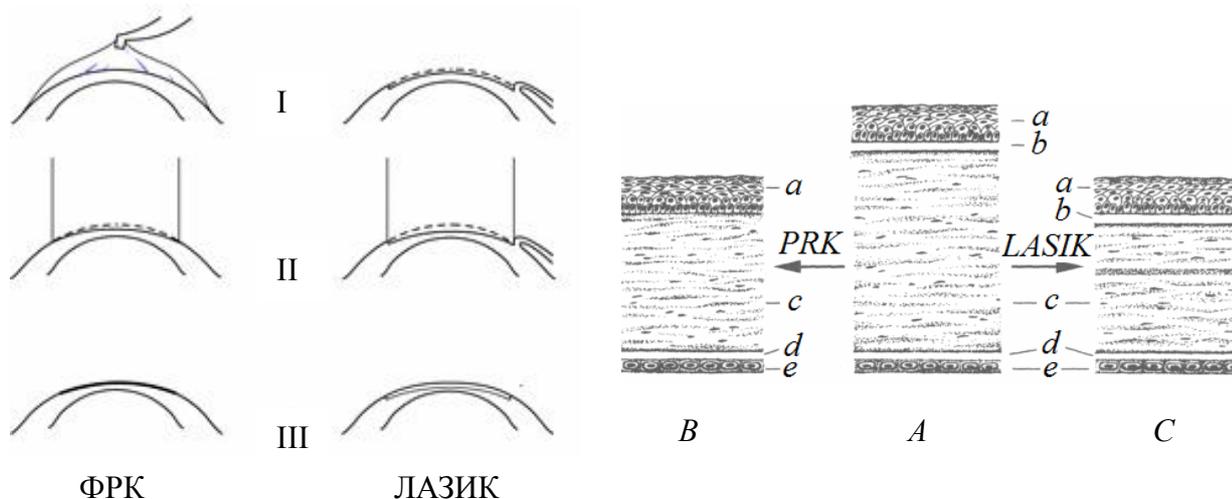


Рис. 1. Фоторефракционная кератэктомия (ФРК) и лазерный интрастромальный кератомилез (ЛАЗИК): I – деэпителизация; II – воздействие лазерного луча на наружную поверхность роговицы; III – появление эрозивной поверхности роговицы после воздействия лазерного луча; A – в норме роговица до фоторефракционной кератэктомии состоит их пяти слоев: a – эпителия; b – передней пограничной мембраны; c – собственного вещества (стромы); d – задней пограничной мембраны; e – эндотелия; B – роговица после фоторефракционной кератэктомии, отсутствует передняя пограничная мембрана b; C – в роговице после операции ЛАЗИК к имеющимся пяти слоям добавляется еще один дополнительный слой [4]

внутриглазного давления тонометрами Гольдмана и Маклакова с учетом многослойности роговицы. Проведенные в [7] расчеты показали, что учет неоднородности по толщине упругих свойств основных слоев роговицы приводит к более близким значениям тонометрического и истинного внутриглазного давления.

В настоящее время для коррекции зрения широко используется рефракционная хирургия – операции, которые могут существенно менять толщину и кривизну роговицы.

Известны несколько разновидностей эксимерной лазерной коррекции, в число которых входят фоторефракционная кератэктомия (ФРК) и лазерный интрастромальный кератомилез (ЛАЗИК, *LASIK – Laser in situ keratomileusis*).

Хотя в обоих случаях используется один и тот же эксимерный лазер, техники операции ФРК и ЛАЗИК существенно различаются. При фоторефракционной кератэктомии (рис. 1, ФРК) после деэпителизации (этап I) воздействию лазерного луча подвергается наружная поверхность роговицы (этап II), а образовавшаяся после такого воздействия эрозивная поверхность роговицы (этап III), как правило, в течение 4–5 суток эпителизируется. При интрастромальном кератомилезе (см. рис. 1, ЛАЗИК) передние слои роговицы после специального разреза приподнимаются, при этом обнажаются более глубокие слои (этап I), которые и моделируются эксимерным лазерным лучом (этап II). Швы при этом не используются, так как лоскут достаточно хорошо фиксируется уже через несколько минут после операции. В результате такого воздействия образуется еще один дополнительный слой.

В табл. 1 представлены результаты проведенного статистического анализа показателей внутриглазного давления, полученных для пациентов, которым были выполнены рефракционные операции ФРК и ЛАЗИК для коррекции миопии. Операция ФРК была проведена на 44 глазах (I группа). Внутриглазное давление измеряли до и через три месяца после ФРК. Для сравнения данных внутриглазного давления из II группы выбирались пациенты, перенесшие операцию ЛАЗИК, таким образом, чтобы центральные толщины роговицы их глаз были примерно такими же, как у пациентов I группы.

Таблица 1

Показатели внутриглазного давления до и после рефракционных операций

Вид операции	Показатель	До операции	После операции
ФРК	Центральная толщина роговицы глаза, мкм	563±3,5	465±4,2
	Внутриглазное давление по Маклакову, мм рт. ст.	19,4±1,4	19,3±3,4
	Внутриглазное давление по Гольдману, мм рт. ст.	15,2±2,4	14,5±3,4
ЛАЗИК	Центральная толщина роговицы глаза, мкм	568±2,5	455±3,5
	Внутриглазное давление по Маклакову, мм рт. ст.	19,3±1,5	18,5±2,5
	Внутриглазное давление по Гольдману, мм рт. ст.	15,1±3,2	13,9±3,2

Измерения внутриглазного давления проводились тонометрами Маклакова (10 г) и Гольдмана. Измерения срединной толщины роговицы, регистрируемые с систематической ошибкой прибора ± 5 мкм, были выполнены посредством ультразвукового пахиметра (*Quantel medical BVI, France*, карманная модель, тип *BF*, II класс). Средняя величина трех измерений срединной толщины роговицы (мкм) использовалась для дальнейшего анализа.

После рефракционных операций происходит снижение показателей внутриглазного давления, измеренных тонометрами Гольдмана и Маклакова, при этом наблюдается различие данных показателей, получаемых после операций ЛАЗИК и ФРК, что может быть объяснено появлением дополнительного слоя, возникающего при срезе, так называемого лоскута (*flap*) при операциях ЛАЗИК.

В работах [1, 8, 10] также отмечается, что при изменении толщины роговицы в результате эксимер-лазерной коррекции зрения все изучаемые методы измерения демонстрируют мнимое снижение внутриглазного давления.

Для того чтобы проанализировать влияние изменения толщины роговицы в центральной зоне на показатели внутриглазного давления при измерении тонометрами Гольдмана и Маклакова после операций по коррекции зрения, рассматривается следующая модельная задача.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Как и в работах [2, 7], корнеосклеральная оболочка глаза моделируется сопряженными сферическими сегментами с разными диаметрами и разными упругими свойствами (рис. 2). Предполагается, что составная оболочка до нагружения заполнена несжимаемой жидкостью под давлением p (истинное внутриглазное давление). Роговица моделируется сегментом меньшего радиуса, который разбивается на четыре слоя (рис. 3): первый (внешний) слой отвечает механическим свойствам эпителия (L_1), второй – боуеновой мембраны (L_2), третий – стромы (L_3), четвертый (внутренний) слой – свойствам десцементовой оболочки (L_4). Склера моделируется однородным сегментом большего радиуса (L_5).

На рис. 4 показаны слои роговицы (L_6), которые подвергаются воздействию лазерного луча при рефракционных операциях ЛАЗИК и ФРК.

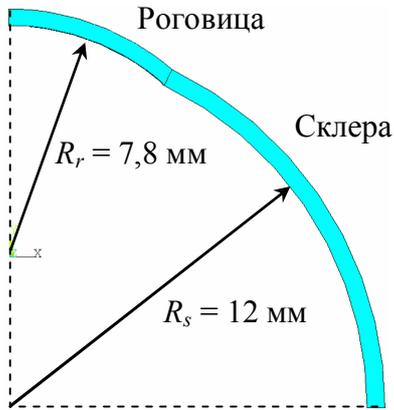


Рис. 2. Склера и роговица, моделируемые сопряженными оболочками

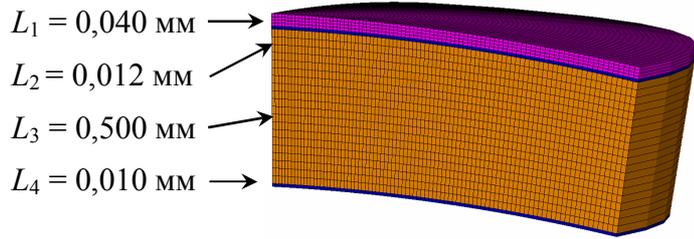


Рис. 3. Разделение материала роговицы на четыре слоя

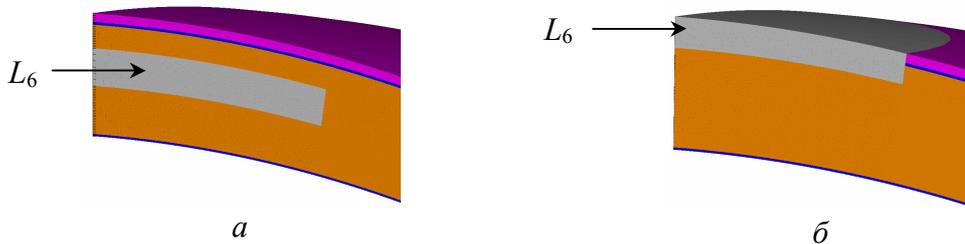


Рис. 4. Роговица после рефракционных операций: а – ЛАЗИК; б – ФРК

Согласно офтальмологическим данным [5, 6] склера и роговица близки по своей структуре к трансверсально-изотропному материалу. В связи с этим на упругие коэффициенты оболочек накладываются следующие ограничения [9]:

$$|v'_i| < (E'_i/E_i)^{1/2}, \quad -1 < v_i < 1 - 2(v'_i)^2 (E'_i/E_i), \quad (E_i > 0, E'_i > 0), \quad i = 1, \dots, 5, \quad (1)$$

где E_i и E'_i – соответствующие модули упругости при растяжении–сжатии на поверхности изотропии и в направлении, перпендикулярном к ней; v_i и v'_i – коэффициенты Пуассона. Модуль сдвига для поверхности изотропии определяется соотношением $G_i = E_i/2(1 + v_i)$.

Осредненные значения модулей упругости для всей роговицы в тангенциальном направлении E и в направлении толщины E' определяются из соотношений [3]

$$E = \frac{(1 - v^2)}{\sum_{i=1}^n h_i} \left[\sum_{i=1}^n \frac{E_i h_i v_i}{1 - v_i^2} \right], \quad E' = \frac{(1 - v'^2)}{\sum_{i=1}^n h_i} \left[\sum_{i=1}^n \frac{E'_i h_i v'_i}{1 - v_i'^2} \right], \quad i = 1, \dots, 4, \quad (2)$$

где v , v' – осредненные коэффициенты Пуассона,

$$v = \frac{\sum_{i=1}^n \frac{E_i h_i v_i}{1 - v_i^2}}{\sum_{i=1}^n \frac{E_i h_i}{1 - v_i^2}}, \quad v' = \frac{\sum_{i=1}^n \frac{E'_i h_i v'_i}{1 - v_i'^2}}{\sum_{i=1}^n \frac{E'_i h_i}{1 - v_i'^2}}. \quad (3)$$

Соотношения (2), (3) позволяют оценить влияние многослойного строения роговицы на обобщенные параметры всей роговицы (толщину, модуль упругости и коэффициент Пуассона), следовательно, и на показатели внутриглазного давления, получаемые при тонометрии.

При измерении внутриглазного давления тонометрами Маклакова на роговицу глаза помещается груз с плоским основанием весом 10 г. Под действием груза роговица деформируется, при этом регистрируется диаметр площади контакта груза с роговицей.

Тонометр Гольдмана измеряет силу, которую необходимо приложить для сплющивания фиксированной центральной области роговой оболочки. Уплощенная область должна быть диаметром 3,06 мм, так как при такой зоне контакта нагрузка в 0,1 г соответствует внутриглазному давлению, равному 1 мм рт. ст., таким образом, сила (г) умножается на десять и находится внутриглазное давление.

Измерение внутриглазного давления тонометрами Маклакова и Гольдмана моделируется контактными задачами в программном пакете *ANSYS*. На первом шаге прикладывается внутреннее давление, на втором шаге – сила $F = mg$, где m – масса груза; g – ускорение свободного падения. В первой задаче к штампу прикладывается сила, равная 10 г (0,1 Н), и фиксируется площадка контакта. Во второй задаче величина силы давления груза варьируется таким образом, чтобы зона контакта составляла 3,06 мм.

РЕЗУЛЬТАТЫ РАСЧЕТОВ

Расчеты, проведенные в работе [7], показали, что при измерении внутриглазного давления тонометром Маклакова зона контакта груза и роговицы для многослойной оболочки больше, чем для однослойной оболочки с осредненными по формулам (2), (3) упругими коэффициентам. В случае тонометрии по Гольдману величина силы, которую необходимо приложить, чтобы зона контакта тонометра и роговицы стала равной 3,06 мм, получалась меньше для многослойной роговицы. Таким образом, было показано, что многослойная модель роговицы дает более точную оценку тонометрического и истинного внутриглазного давления.

При операциях ЛАЗИК в роговице создается дополнительный слой (*flap*). Чтобы оценить его влияние на показатели внутриглазного давления, роговица после операции ЛАЗИК моделируется пятью слоями, а после операции ФРК – четырьмя слоями, при этом предполагается, что изменение толщины роговицы в обоих случаях происходит на одну величину h . Для каждой серии расчетов проводилось сравнение полученных результатов с данными, вычисленными для однослойной роговицы с одним эквивалентным слоем.

На рис. 5, 6 представлены распределения контактных напряжений при измерении внутриглазного давления тонометрами Гольдмана и Маклакова (10 г) до и после операций ЛАЗИК и ФРК для корнеосклеральной оболочки, у которой модули упругости каждого слоя роговицы в направлении толщины оболочки в 20 раз меньше тангенциальных модулей. При этом модули упругости роговицы на порядок меньше, чем модули упругости склеры. Истинное внутреннее давление на представленных рисунках – 15 мм рт. ст. Глубина абляции лазера h составляет 172 мкм. Для модулей упругости использовались данные, описанные в работах [5, 6]. Значения упругих коэффициентов роговицы и склеры представлены в табл. 2.

На поверхности изотропии коэффициенты Пуассона роговицы и склеры принимались равными $\nu_i = 0,499, i = 1, \dots, 5$, а в направлении толщины вычислялись согласно соотношениям (2) и (3) и принимались равными $\nu'_i = 0,01$. Значения для коэффициентов сдвига: $G_i = 0,1, G'_i = 0,9, i = 1, \dots, 5$.

Проведенные расчеты показали, что при моделировании роговицы одним эквивалентным слоем разницы в показателях внутриглазного давления после операций ФРК и ЛАЗИК не наблюдается. При создании в роговице дополнительного слоя в ходе операции ЛАЗИК, а также за счет разности упругих свойств верхних и средних слоев роговицы, удаляемых при операциях ЛАЗИК и ФРК, показатели внутриглазного давления после операции ЛАЗИК становятся меньше, что согласуется с экспериментальными данными, представленными в работе [8] и в табл. 1 данной работы.

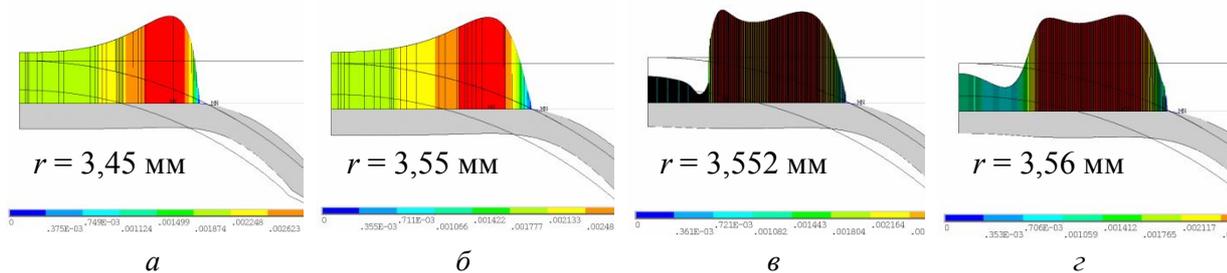


Рис. 5. Распределение контактных напряжений при измерении внутриглазного давления тонометром Маклакова (груз 10 г): *а* – однородная по толщине роговица до операции по коррекции зрения; *б* – многослойная роговица до операции по коррекции зрения; *в* – многослойная роговица после операции ФРК; *г* – многослойная роговица после операции ЛАЗИК

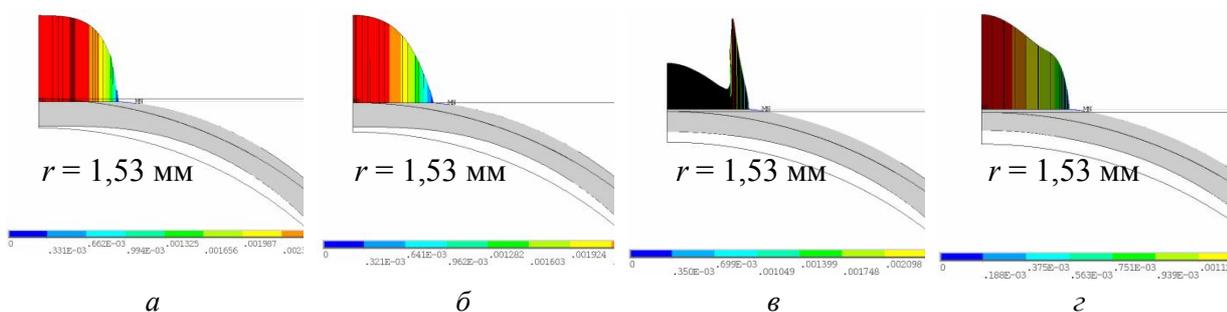


Рис. 6. Распределение контактных напряжений при измерении внутриглазного давления тонометром Гольдмана: *а* – однородная по толщине роговица до операции по коррекции зрения; *б* – многослойная роговица до операции по коррекции зрения; *в* – многослойная роговица после операции ФРК; *г* – многослойная роговица после операции ЛАЗИК

Таблица 2

Значения толщины и упругих коэффициентов роговицы и склеры

Параметр	Роговица				Склера	Слой абляции лазера
	Эпителий	Боуменова оболочка	Строма	Десцеметова оболочка		
i	1	2	3	4	5	6
h_i , мм	0,04	0,012	0,5	0,010	0,6	0,172
E_i , МПа	0,06	0,6	0,3	0,9	5,0	0,01
E'_i	0,003	0,03	0,015	0,045	0,5	0,001

Выводы

Проведенные исследования и результаты расчетов показывают, что после операций по коррекции зрения уменьшается изгибная жесткость роговицы и, как следствие, уменьшаются показатели внутриглазного давления, получаемые тонометрами Гольдмана и Маклакова. При этом изменения показателей внутриглазного давления по методу Маклакову очень незначительны. Изменения показателей внутриглазного давления по методу Гольдмана после операций по коррекции зрения существенно зависят от глубины воздействия лазера (абляции).

Расчеты продемонстрировали, что после операции ЛАЗИК наблюдаются более низкие показатели внутриглазного давления, чем после операции ФРК, что можно объяснить возникновением дополнительного слоя при операции ЛАЗИК. Увеличение числа слоев в роговице снижает изгибную жесткость роговицы и, как следствие, показатели внутриглазного давления, измеренные тонометрами Гольдмана и Маклакова.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аветисов С.Э., Новиков И.А., Бубнова И.А., Антонов А.А. Исследование биомеханических свойств роговицы после эксимер-лазерных вмешательств // IV Российский общенациональный офтальмологический форум: сб. тр. (Москва, 5–7 октября 2011 г.). – М., 2011. – С. 22–25.
2. 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–2007: сб. тр. конф. – М., 2007. – С. 119–124.
3. Григолюк Э.И., Чулков П.П. Устойчивость и колебания трехслойных оболочек. – М.: Машиностроение, 1973. – С. 49–51.
4. Дронов М.М. Рефракционная хирургия глаза: прошлое, настоящее, будущее // Офтальмохирургия и терапия. – 2001. – Т. 1, № 1. – С. 4–11.
5. Иомдина Е.Н. Биомеханика склеральной оболочки глаза при миопии: диагностика нарушений и их экспериментальная коррекция: дис. ... д-ра биол. наук. – М., 2000. – 319 с.
6. Иомдина Е.Н. Механические свойства тканей глаза человека // Современные проблемы биомеханики. – 2006. – Вып. 11 – С. 183–200.
7. Карамшина Л.А. Механические модели аппланационной тонометрии с учетом многослойности роговицы // Российский журнал биомеханики. – 2011. – № 3. – С. 37–44.
8. Лебедев И.О., Яворский А.Е. Влияние рефракционных операций на уровень офтальмотонуса у пациентов с миопией // Российский офтальмологический журнал. – 2008. – № 2. – С. 23–25.
9. Родионова В.А., Титаев Б.Ф., Черных К.Ф. Прикладная теория пластин и оболочек. – СПб.: Изд-во Санкт-Петербург. ун-та, 1996. – 278 с.
10. Тарута Е.П., Еричев В.П., Ларина Т.Ю. Контроль уровня ВГД после кераторефракционных операций // Биомеханика глаза–2004: сб. тр. IV семинара. – М., 2004. – С. 120–122.

MECHANICAL MODELS OF THE MEASUREMENTS OF INTRAOCULAR PRESSURE BY GOLDMANN AND MAKLAKOV APPLANATION TONOMETERS AFTER REFRACTIVE SURGERY

S.M. Bauer, L.A. Karamshina, A.B. Kachanov (Saint-Petersburg, Russia)

The measurements of intraocular pressure by Goldmann and Maklakov (weight 10 g) applanation tonometers before and after refractive surgery are modeled in the software package ANSYS. The cornea is considered as multilayer structure. The intraocular pressure readings obtained by Goldmann and Maklakov tonometers after refractive surgeries LASIK and PRK are compared. The cornea and sclera are modeled as transversely-isotropic conjoined spherical shells with different biomechanical properties. The cornea is splitted into several layers of different thickness and elastic properties.

Key words: intraocular pressure measurement, Goldmann tonometer, Maklakov tonometer, multilayer cornea, refractive surgery, operation LASIK, operation PRK.

Получено 25 апреля 2012