



УДК 531/534:[57+61]

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ КЕРАТОКОНУСА НА РЕЗУЛЬТАТЫ ТОНОМЕТРИИ ПО МЕТОДУ МАКЛАКОВА

Д.А. Рубашова

Кафедра прикладной механики и инженерной графики Санкт-Петербургского электротехнического университета, Россия, 197022, Санкт-Петербург, ул. Профессора Попова, 6, e-mail: rubashovad@bk.ru

Аннотация. Построены четыре модели: модель роговицы, модель корнеосклеральной оболочки, модель корнеосклеральной оболочки с учетом теноновой капсулы глаза и модель глаза с учетом соединительнотканых образований глазницы. Для всех моделей проведены исследования влияния кератоконуса на измерение внутриглазного давления по методу Маклакова. При кератоконусе у роговицы изменяется радиус кривизны и толщина центральной зоны. В конечном итоге она истончается и принимает конусовидную форму. Геометрические построения моделей проведены в программе *SolidWorks*, вычисления напряженно-деформированного состояния – в конечно-элементном пакете прикладных программ *CosmosWorks*. Для каждой модели проведена оценка числа конечных элементов в рамках введенной допустимой погрешности. Исследовано влияние трех стадий развития кератоконуса на результаты измерения тонометрического внутриглазного давления по методу Маклакова. По результатам исследования для всех моделей построены зависимости разницы между значением тонометрического внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова в соответствии с линейкой Поляка, и тонометрического внутриглазного давления, рассчитанного по модели, от диаметра кружка сплющивания. В рамках данной работы проведено исследование влияния только кривизны и только толщины роговицы на величину тонометрического внутриглазного давления. С увеличением стадии развития кератоконуса корнеосклеральная оболочка глаза становится более податливой. Максимальные расхождения между тонометрическим внутриглазным давлением, определенным по методу Маклакова в соответствии с линейкой Поляка, и рассчитанным тонометрическим внутриглазным давлением возникают в нормальной роговице при максимальных значениях внутриглазного давления. С увеличением стадии развития кератоконуса расхождение рассчитанного тонометрического внутриглазного давления и тонометрического внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова, уменьшается.

Ключевые слова: кератоконус, тонометрия, внутриглазное давление, роговица, конечно-элементная модель.

ВВЕДЕНИЕ

Существует несколько методов измерения внутриглазного давления. В России наиболее распространен метод Маклакова. Способ определения внутриглазного давления тонометром Маклакова основан на установке на глаз определенного груза с плоской поверхностью. Под нагрузкой поверхность глазного яблока уплощается контактной поверхностью тонометра до некоторого кружка сплющивания. Величину тонометрического внутриглазного давления определяют по диаметру кружка

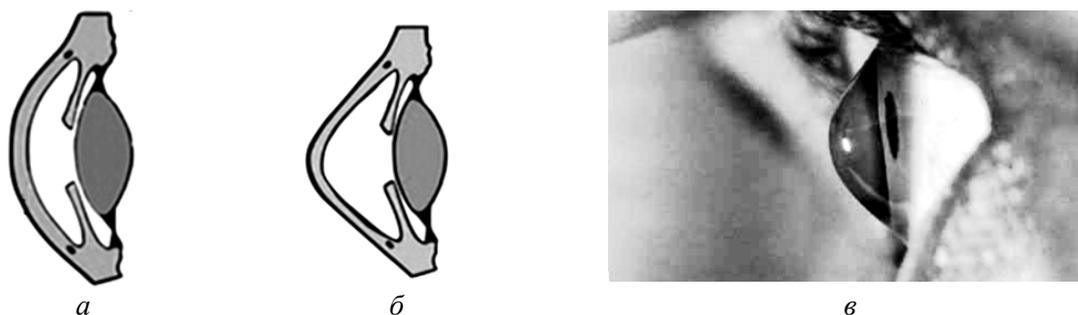


Рис. 1. Схема роговицы в норме (а), при кератоконусе (б) и фотография глаза с кератоконусом (в)

сплющивания роговицы контактной частью тонометра. Для перевода показаний тонометра в давление, в единицах измерения мм рт. ст., используют специальные калибровочные таблицы или линейки. При измерении внутриглазного давления свойства структур глазного яблока не учитываются.

Влияние геометрических параметров и механических свойств некоторых структур глаза на тонометрическое внутриглазное давление исследовано в ряде работ [1–7]. При этом влияние кератоконуса на результаты измерения до настоящего времени не рассматривалось.

При кератоконусе у роговицы изменяется радиус кривизны и толщина центральной зоны. В конечном итоге она истончается и принимает конусовидную форму (рис. 1). Выделяют три стадии развития кератоконуса.

При первой стадии кератоконуса отмечается снижение остроты зрения, радиус кривизны роговицы уменьшается до 7,5–7,2 мм, толщина центральной зоны роговицы – до 0,48 мм.

При второй стадии заболевания прогрессирует деформация роговицы, уменьшается ее радиус кривизны до 7,1–6,75 мм, толщина центральной зоны роговицы – до 0,44 мм.

При третьей стадии роговица еще больше истончается, ее радиус уменьшается до 6,7–6,0 мм, толщина центральной зоны роговицы – до 0,40 мм.

МЕТОД

На рис. 2 и 3 представлены четыре модели: модель роговицы (рис. 2, а, б); модель корнеосклеральной оболочки (рис. 2, в, г); модель корнеосклеральной оболочки с учетом теноновой капсулы глаза (рис. 2, д, е); модель глаза с учетом соединительнотканых образований глазницы (рис. 3). Для всех моделей проведены вычисления тонометрического внутриглазного давления при роговице в норме ($n = 0$) и при трех стадиях развития кератоконуса ($n = 1...3$). ТонOMETрическое внутриглазное давление определяется как давление, приложенное к внутренней поверхности роговицы (первая модель) или внутренней поверхности глазного яблока (вторая, третья и четвертая модели) и уравнивающее давление, приложенное в зоне контакта тонометра и роговицы.

Исследование влияния кератоконуса на показатели внутриглазного давления проведено при аппланационной нагрузке 10 г и диаметрах кружков сплющивания 3; 4; 5; 6 и 7 мм. Соответствие диаметра кружка сплющивания и тонометрического давления P_m установлено по линейке Поляка, выборка из показаний которой приведена в таблице.

Геометрические построения моделей проведены в программе *SolidWorks*, вычисления напряженно-деформированного состояния – в конечно-элементном пакете прикладных программ *CosmosWorks*.

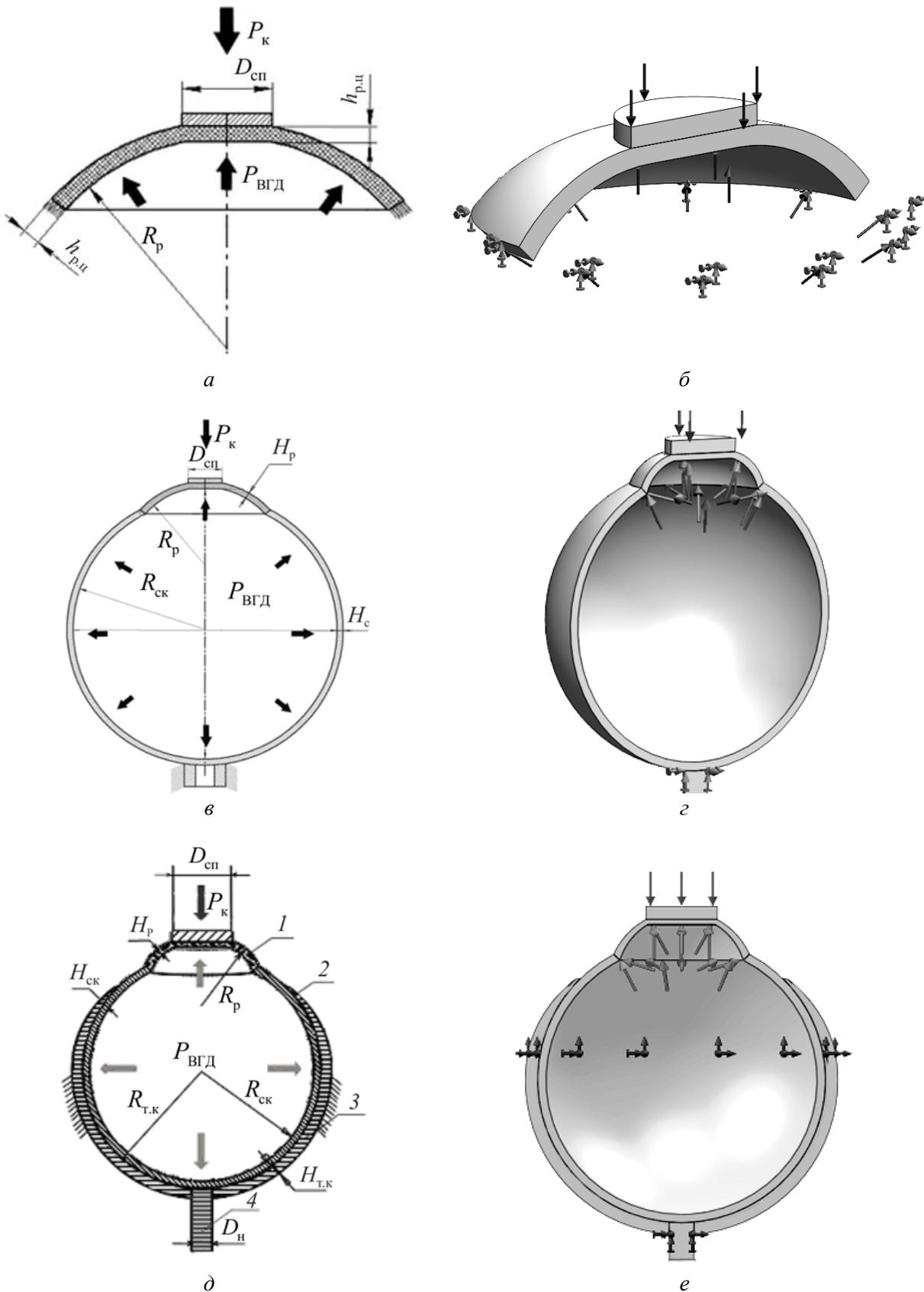


Рис. 2. Схемы моделей и модели, построенные в пакете прикладных программ:
 а, б – роговицы; в, г – корнеосклеральной оболочки без теноновой капсулы;
 д, е – с теноновой капсулой

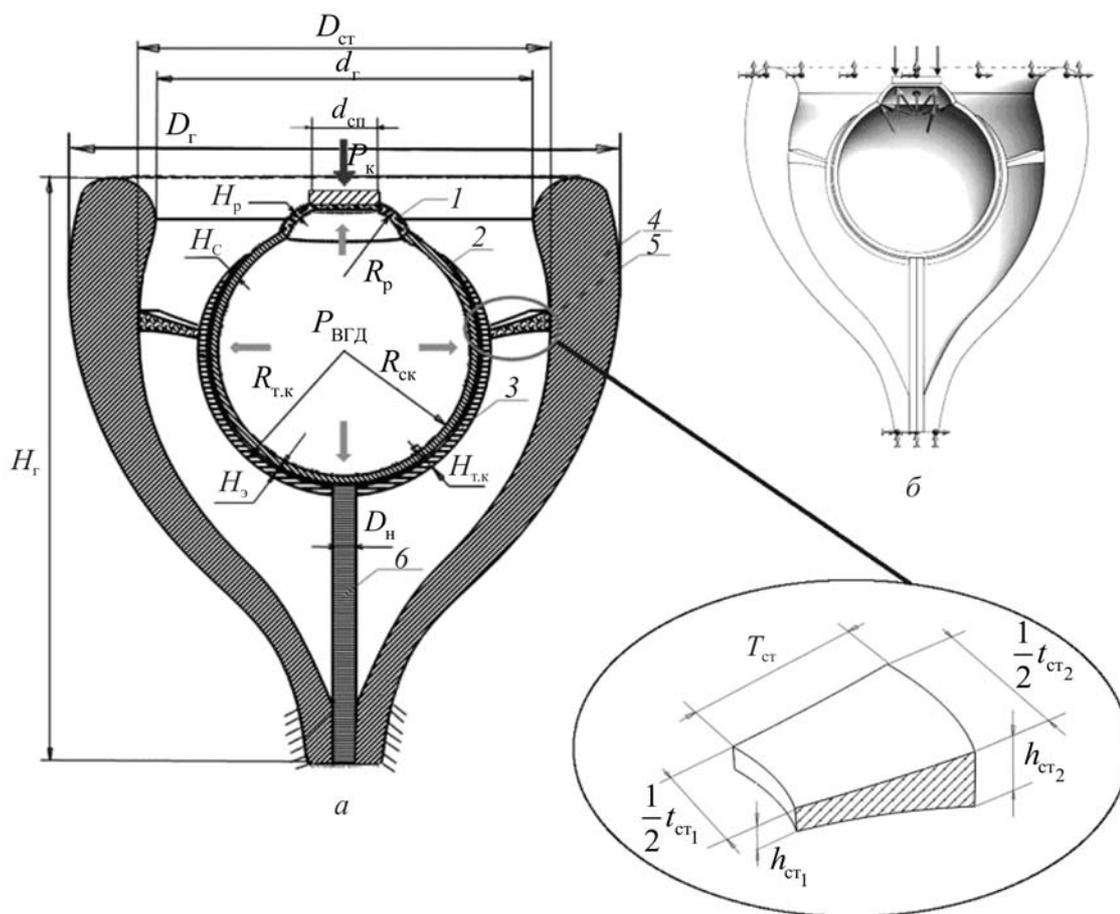


Рис. 3. Схема модели (а) и модель, построенная в пакете прикладных программ (б) глаза с учетом соединительнотканых образований глазницы

Соотношение диаметра кружка сплющивания со значением внутриглазного давления по данным линейки Поляка (P_m) и давлением тонометра на роговицу (P_k)

Параметр	Величина				
$D_{сп}$, мм	3	4	5	6	7
P_m , мм рт. ст. (кПа)	94 (12,5)	55 (7,315)	35 (4,655)	24 (3,192)	18 (2,394)
P_k , кПа	14	7,8	5	3,46	2,55

При исследовании влияния развития кератоконуса на результаты тонометрии по первой модели введены следующие допущения: 1) материал роговицы однородный, сплошной, изотропный с приведенным модулем упругости E_p ; 2) роговица жестко закреплена по наружному контуру; 3) модуль упругости роговицы $E_p = 0,362$ МПа, модуль упругости контактной части тонометра $E_t = 210$ ГПа; 4) радиус кривизны роговицы в нормальном состоянии ($n = 0$) $R_{к.р} = 7,8$ мм, толщина центральной зоны $h_{р.ц} = 0,52$ мм, толщина роговицы на периферии принимается постоянной во всех стадиях кератоконуса $h_{р.п} = 0,6$ мм. В следующих трех стадиях ($n = 1, 2, 3$) роговица изменяет свою кривизну $R_{к.р} = 7,2$ мм ($n = 1$); 6,8 мм ($n = 2$) и 6,2 мм ($n = 3$) и толщину центральной зоны соответственно $h_{р.ц} = 0,48$; 0,44 и 0,4 мм.

Число введенных конечных элементов в первой модели до 14 тысяч существенно влияет на результаты вычислений. Дальнейшее увеличение числа конечных элементов на результатах вычислений сказывается незначительно (не более 5%).

Поэтому для достижения необходимой точности при минимальных затратах времени на вычисление напряжений и перемещений в модели роговицы целесообразно задавать разбиение на 14 тысяч линейных тетраэдральных конечных элементов.

На рис. 4 приведены зависимости разницы между значением тонометрического внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова в соответствии с линейкой Поляка, и тонометрического внутриглазного давления, рассчитанного по первой модели, от диаметра кружка сплющивания.

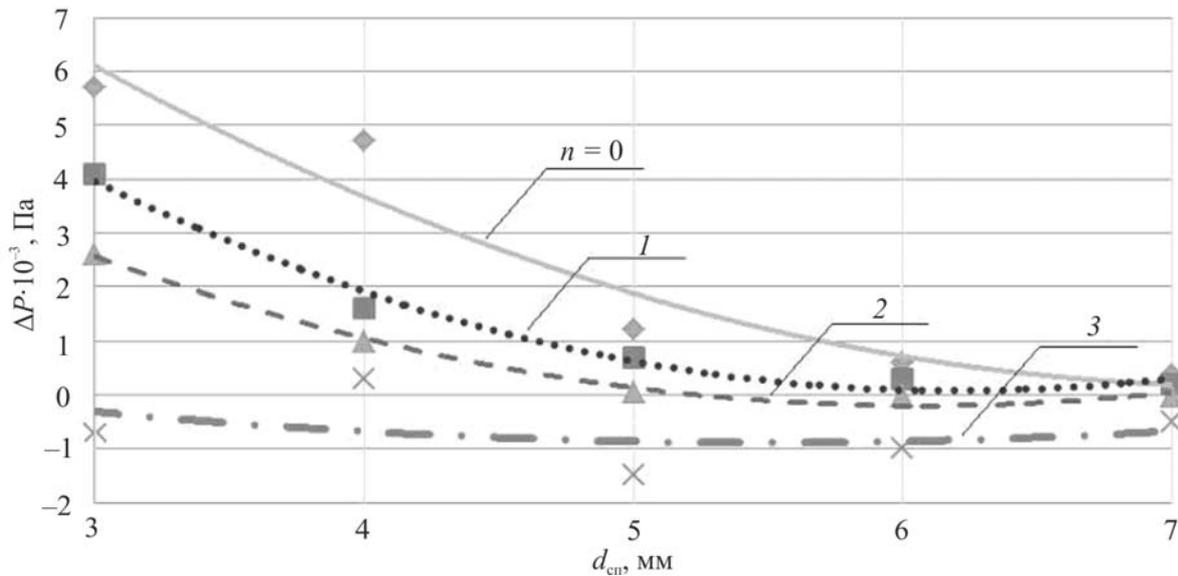


Рис. 4. Зависимости разницы между значением тонометрического внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова в соответствии с линейкой Поляка, и тонометрического внутриглазного давления, рассчитанного по первой модели ($n=0$ – норма, $1-3$ – стадии кератоконуса), от диаметра кружка сплющивания

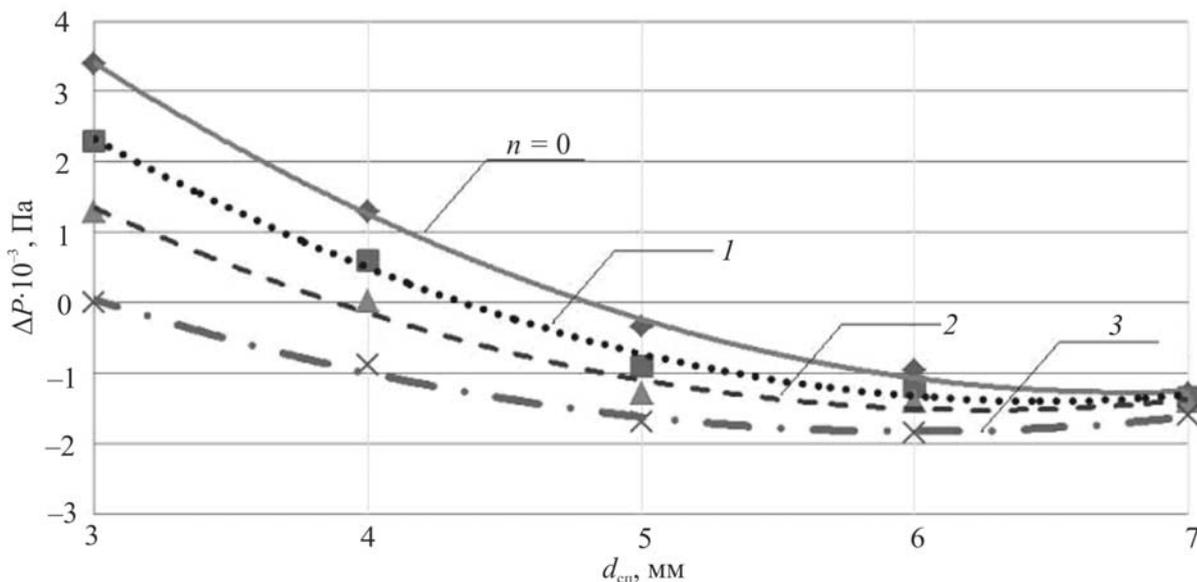


Рис. 5. Зависимости разницы между значением тонометрического внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова в соответствии с линейкой Поляка, и тонометрического внутриглазного давления, рассчитанного по второй модели ($n=0$ – норма, $1-3$ – стадии кератоконуса), от диаметра кружка сплющивания

При исследовании влияния развития кератоконуса на результаты тонометрии по второй модели в дополнение к первой модели введены следующие допущения: 1) материалы склеры и твердой мозговой оболочки однородные, сплошные, изотропные, с приведенными модулями упругости E_c и $E_{ТМО}$; 2) корнеосклеральная оболочка жестко закреплена в твердой мозговой оболочке по наружному контуру; 3) в склере и твердой мозговой оболочке задаются приведенные модули нормальной упругости, равные соответственно $E_c = 6$ МПа; $E_{ТМО} = 150$ МПа; толщина и радиус кривизны склеры $H_c = 0,7$ мм, $R_{к.с} = 12$ мм; диаметр твердой мозговой оболочки $D_n = 2,1$ мм.

По результату конечно-элементного анализа при вычислении в программе *CosmosWorks* вторая модель разбита на 59,5 тысяч линейных тетраэдральных конечных элементов.

На рис. 5 приведены зависимости разницы между значением тонометрического внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова в соответствии с линейкой Поляка, и тонометрического внутриглазного давления, рассчитанного по второй модели, от диаметра кружка сплющивания.

При исследовании влияния развития кератоконуса на результаты тонометрии по третьей модели в дополнение ко второй модели введены допущения: 1) материал теновой капсулы однородный, сплошной, изотропный, с приведенными модулями упругости; 2) модель жестко закреплена на внешней стороне теновой капсулы; 3) приведенный модуль нормальной упругости теновой капсулы $E_{т.к} = 200$ МПа; толщина и радиус кривизны теновой капсулы $H_{т.к} = 0,74$ мм, $R_{т.к} = 13$ мм.

Третья модель разбита на 38 284 тетраэдральных конечных элемента.

Исследование третьей модели проводилось при двух вариантах диаметра кружка сплющивания – 4 и 6 мм.

На рис. 6 представлены результаты вычислений тонометрического внутриглазного давления по третьей модели при трех стадиях развития кератоконуса.

При исследовании влияния развития кератоконуса на результаты тонометрии по четвертой модели в дополнение к третьей модели введены следующие допущения: 1) материалы стяжей (связок), эписклерального пространства и кости глазницы однородные, сплошные, изотропные, с приведенными модулями упругости; 2) модель жестко закреплена на внешней стороне кости глазницы; 3) приведенные модули нормальной упругости эписклерального пространства, стяжей и кости глазницы равны соответственно $E_s = 30$ кПа; $E_{ст} = 20$ МПа; $E_k = 2,5$ ГПа; толщина и радиус кривизны эписклеры $H_s = 0,26$ мм, $R_s = 12,26$ мм; размеры стяжей $T_{ст} = 5$ мм, $t_{ст1} = 11,25$ мм, $t_{ст2} = 16$ мм, $h_{ст1} = 0,7$ мм, $h_{ст2} = 1,76$ мм, внешний диаметр стяжей $d_{ст} = 36,7$ мм; высота глазницы $H_r = 52,5$ мм; внешний диаметр глазницы $D_r = 49$ мм; внутренний диаметр глазницы $d_r = 33$ мм.

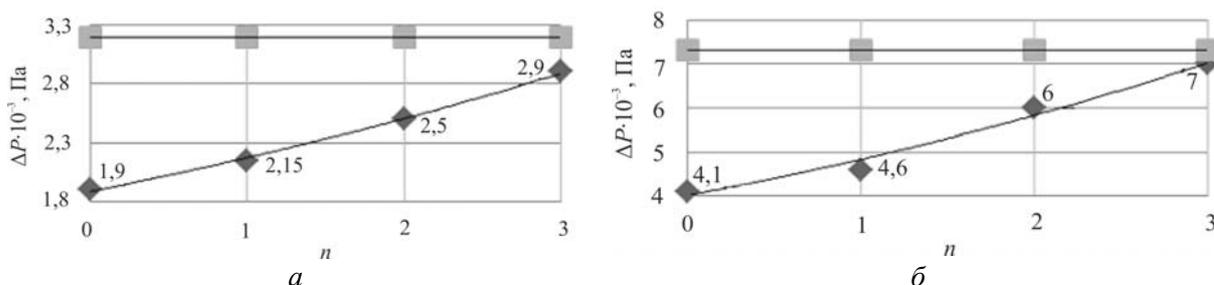


Рис. 6. Зависимость исследуемого тонометрического внутриглазного давления (наклонная линия) и внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова в соответствии с линейкой Поляка (горизонтальная линия), от стадии развития кератоконуса по третьей модели, при диаметре кружка сплющивания 6 мм (а) и 4 мм (б)

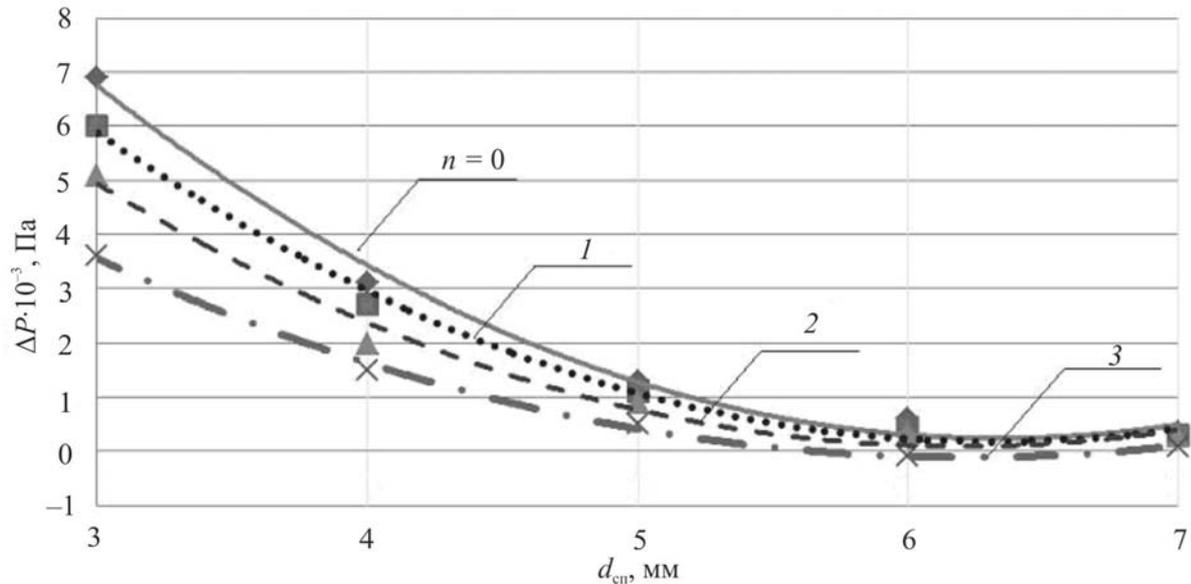


Рис. 7. Зависимости разницы между значением тонометрического внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова в соответствии с линейкой Поляка, и тонометрического внутриглазного давления, рассчитанного по четвертой модели, от диаметра кружка сплющивания

Четвертая модель разбита на 70 тысяч конечных элементов. На рис. 7 приведены зависимости разницы между значением тонометрического внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова в соответствии с линейкой Поляка, и тонометрического внутриглазного давления, рассчитанного по четвертой модели, от диаметра кружка сплющивания.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

1. С увеличением стадии развития кератоконуса корнеосклеральная оболочка глаза становится более податливой. При кружках сплющивания от 7 до 3 мм тонометрическое внутриглазное давление увеличивается относительно нормы в первой модели от 31,4 до 42,3%; во второй модели от 7,5 до 27,6%; в четвертой модели от 10,8 до 37,3%.

2. Минимальное расхождение в результатах вычисления тонометрического внутриглазного давления при одинаковых кружках сплющивания – между первой и четвертой моделями. При этом оно возрастает от почти одинаковых значений при кружке сплющивания $d_{\text{сп}} = 7$ мм, до расхождения на 18,4% при кружке сплющивания $d_{\text{сп}} = 3$ мм. Максимальное расхождение в результатах вычисления истинного внутриглазного давления при одинаковых кружках сплющивания между второй и четвертой моделями (38–44,5%). Четвертая модель наиболее адекватно отражает сопряжение глазного яблока со структурами глазницы. Очевидно, значительное расхождение результатов вычислений по второй и четвертой моделям обусловлено недостаточной фиксацией склеральной оболочки глазного яблока.

3. Максимальные расхождения между тонометрическим внутриглазным давлением, определенным по методу Маклакова в соответствии с линейкой Поляка, и рассчитанным тонометрическим внутриглазным давлением возникают в нормальной роговице при максимальных значениях внутриглазного давления, т.е. при минимальных кружках сплющивания (см. рис. 4, 5 и 7).

Рассмотрим влияние на величину тонометрического внутриглазного давления кривизны и толщины роговицы. Например, при расчетах по первой модели при тонометрической нагрузке 10 г, модуле нормальной упругости роговицы

$E_p = 0,362$ МПа, при диаметре кружка сплющивания 6 мм (по линейке Поляка соответствует тонометрическому давлению 24 мм рт. ст. (3192 Па)):

1) Радиус кривизны роговицы 6 мм, толщина 0,6 мм. Рассчитанное тонометрическое внутриглазное давление совпадает с внутриглазным давлением, определенным по методу Маклакова в соответствии с линейкой Поляка, и при увеличении радиуса кривизны до 8 мм снижается до 17,3 мм рт. ст. (2300 Па).

2) Радиус кривизны роговицы 6 мм. При толщине роговицы 0,6; 0,5 и 0,4 мм тонометрическое внутриглазное давление равно соответственно 24 мм рт. ст. (3192 Па); 27,4 мм рт. ст. (3650 Па) и 32,3 мм рт. ст. (4310 Па).

3) Радиус кривизны роговицы 8 мм. При толщине роговицы 0,6; 0,5 и 0,4 мм тонометрическое внутриглазное давление равно соответственно 17,3 мм рт. ст. (2300 Па); 18,1 мм рт. ст. (2420 Па) и 19,1 мм рт. ст. (2550 Па).

4) Радиус кривизны роговицы 7,8 мм. Толщина роговицы на периферии 0,6 мм. При толщине роговицы в центре 0,52; 0,48; 0,44 и 0,4 мм тонометрическое внутриглазное давление равно соответственно 18,5 мм рт. ст. (2470 Па); 18,8 мм рт. ст. (2510 Па); 19,2 мм рт. ст. (2560 Па) и 19,5 мм рт. ст. (2600 Па).

Выводы

С увеличением жесткости роговицы и корнеосклеральной оболочки или с повышением внутриглазного давления (уменьшением диаметра кружка сплющивания) разница в значениях внутриглазного давления между разными стадиями кератоконуса увеличивается.

С увеличением стадии развития кератоконуса расхождение рассчитанного тонометрического внутриглазного давления и тонометрического внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова, уменьшается.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аветисов С.Э., Бубнова И.А., Антонов А.А. Исследование влияния биомеханических свойств роговицы на показатели тонометрии // Биомеханика глаза: сб. науч. тр. – М., 2009. – С. 72–75.
2. Астахов Ю.С., Акопов Е.Л., Потемкин В.В. Влияние толщины и биомеханических свойств роговой оболочки на современные методы измерения внутриглазного давления // VI Всероссийская школа офтальмолога: сб. науч. тр. под ред. проф. Е.А. Егорова. – М., 2007. – С. 28–39.
3. Бауэр С.М., Типяев А.С. О математической модели оценки внутриглазного давления по методу Маклакова // Вестник Санкт-Петербургского университета. Серия 1. Математика. Механика. Астрономия. – 2008. – Вып. 4. – С. 60–65.
4. Карамшина Л.А. Механические модели аппланационной тонометрии с учетом многослойности роговицы // Российский журнал биомеханики. – 2011. – Т. 16, № 3. – С. 37–44.
5. Douthy M.J., Zaman M.L. Human corneal thickness and its impact on intraocular pressure: A review and meta-analysis approach // Surv. Ophthalmol. – 2000. – Vol. 44. – P. 367–408.
6. Ehlers N., Bramsen T., Sperling S. Applanation tonometry and central corneal thickness // Acta Ophthalmol. (Copenh.). – 1975. – Vol. 53. – P. 34–43.
7. Tonnu P.-A., Ho T., Newson T. The influence of central corneal thickness and age on intraocular pressure measured by pneumotonometry, non-contact tonometry, the Tono-Pen XL, and Goldmann applanation tonometry // British Journal of Ophthalmology. – 2005. – Vol. 89. – P. 851–854.

RESEARCH OF INFLUENCE OF KERATOCONUS ON THE RESULTS OF TONOMETRY BY MAKLAKOV'S METHOD

D.A. Rubashova (Saint-Petersburg, Russia)

Four models are built: the model of the cornea, the model of corneoscleral shell, the model of corneoscleral shell including eye tenon's capsule and the eye model with the orbital connective structures. The research of keratoconus's effect on intraocular pressure measurement by Maklakov's method was conducted for all models. Curvature radius and the central zone thickness of the cornea change at keratoconus. Ultimately, it becomes thinner and takes a conical shape. The geometric constructions of the models were developed by the Solid Works computer program. Stress-strain state was calculated by Cosmos Works finite element software. Estimation of the number of finite elements within the allowable error was introduced for each model. The effect of the three stages of keratoconus development on the results of tonometric intraocular pressure measurement by Maklakov's method was researched. The characteristic curve describing the difference between the value of the tonometric intraocular pressure detected by the Maklakov's method in accordance with the rule of Polyak and tonometric intraocular pressure, calculated according to the model, from the diameter of the flattening circle, was built for all models. In the present study, the effect of only the curvature and only thickness of the cornea on the magnitude of tonometric intraocular pressure is researched. With the increasing of the stage of keratoconus's development, corneoscleral shell of the eye becomes more pliable. The maximum difference between tonometric intraocular pressure determined by Maklakov's method in accordance with the rule of Polyak and calculated tonometric intraocular pressure occurs in the normal cornea at maximum intraocular pressure. With the increasing of the stage of keratoconus's development, discrepancy between calculated tonometric intraocular pressure and tonometric intraocular pressure detected by the Maklakov's method decreases.

Key words: keratoconus, tonometry, intraocular pressure, cornea, finite element model.

Получено 11 марта 2013