Работа выполнялась при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (государственный контракт № 16.522.12.2016 от 10.10.2012 г.) и РФФИ (проекты № 12-01-00583, № 13-01-00540).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Немирко А. П., Саламонова И. С. Электрическая модель системы внешнего дыхания при искусственной вентиляции легких // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2012. Вып. 6. С. 83–88.

2. Лебединский К. М., Мазурок В. А., Нефедов А. В. Основы респираторной поддержки. СПб.: Изд-во МАПО. 2006. 213 с.

A. P. Nemirko, I. S. Salamonova

METHODS OF SPIROMETRICAL PARAMETERS MEASUREMENT DURING MECHANICAL VENTILATION OF LUNG BASED ON THE ELECTRICAL MODEL OF SYSTEM OF EXTERNAL BREATH

Methods of spirometrical parameters: compliance, resistance, and time constant during mechanical ventilation of lung, is described. They are based on the electrical model of system of external breath. The methods described agree with methods used in the apparatus of mechanical respiration.

Spirogram, compliance, resistance, time constant

УДК 612.76 616-001 617.3

П. И. Бегун, Д. А. Рубашова

АЛГОРИТМ И АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ИСТИННОГО ТОНОМЕТРИЧЕСКОГО ДАВЛЕНИЯ ГЛАЗА ПРИ ИЗМЕРЕНИИ ПО МЕТОДУ МАКЛАКОВА

Разработан алгоритм, позволяющий учитывать влияние механических свойств и геометрических параметров глаза и соединительнотканных образований глазницы на напряженно- деформированное состояние корнеосклеральной оболочки глаза при градиенте внутриглазного давления и давления тонометра на роговицу. Полученные зависимости истинного тонометрического внутриглазного давления от геометрических параметров и механических свойств структур глаза положены в основу разработанного автоматизированного способа определения истинного тонометрического давления глаза по методу Маклакова.

Алгоритм, глаз, напряжение, деформации, перемещение, аппланационная тонометрия, внутриглазное давление, автоматизированный способ

Внутриглазное давление (ВГД) является одной из важнейших характеристик живого глаза. Нарушения ВГД являются причиной снижения зрения и стойкой инвалидизации огромного числа пациентов. Например, высокое ВГД при глаукоме приводит к специфической атрофии зрительного нерва и необратимой слепоте.

До настоящего времени не теряют своей актуальности вопросы стандартизации измерений ВГД, определения нормальных и патологических показателей ВГД и изучения влияния различных параметров глазного яблока на его величину. Существующие аппланационные методы измерения внутриглазного давления дают возможность измерить тонометрическое внутриглазное давление, но не учитывают индивидуальные особенности геометрических параметров и механических свойств пациента: толщину роговицы и склеры, их кривизну и механические свойства. В то же время эти параметры глаза оказывают существенное влияние на результаты аппланационных методов тонометрии. Это искажает

результаты измерений, приводя к запоздалой диагностике различных заболеваний, таких как глаукома, и к недостаточно обоснованной терапии.

В России для измерения тонометрического ВГД наибольшее распространение получил метод Маклакова. Аппланационная нагрузка при измерении по методу Маклакова[1] составляет 5, 10 и 15 г. Метод построен на качественных экспертных оценках. По величине кружка сплющивания по линейке Поляка определяют величину тонометрического ВГД. Врач не может учитывать индивидуальные особенности глаза пациента, а может лишь корректировать полученные данные, основываясь на своем опыте и интуиции. Это может привести к существенным погрешностям при диагностике. Одной из основных причин, влияющих на результаты аппланационной тонометрии, считается толщина центральной зоны роговицы (ТЦЗР) [1], [2]. Около 80 % пациентов с тонкой роговицей не получали вовремя необходимого лечения, что приводило к развитию необратимых процессов в структурах глаза пациента [3]. Например, связанная с ТЦЗР ошибка при тонометрии колеблется от 3 до 5 мм рт. ст. на 100 мкм ТЦЗР [3]. Клинические исследования [4] показали, что на результаты тонометрии оказывает влияние не только ТЦЗР, но и ее кривизна и механические свойства.

На рис. 1 приведены модель глаза (*а*, *в*) и модель, построенная в пакете прикладных программ SolidWorks. Модель позволяет рассчитывать истинное тонометрическое ВГД 1) при роговице в норме; 2) при различных стадиях развития кератоконуса; 3) при изменениях формы глаза (миопия, гипермитропия).

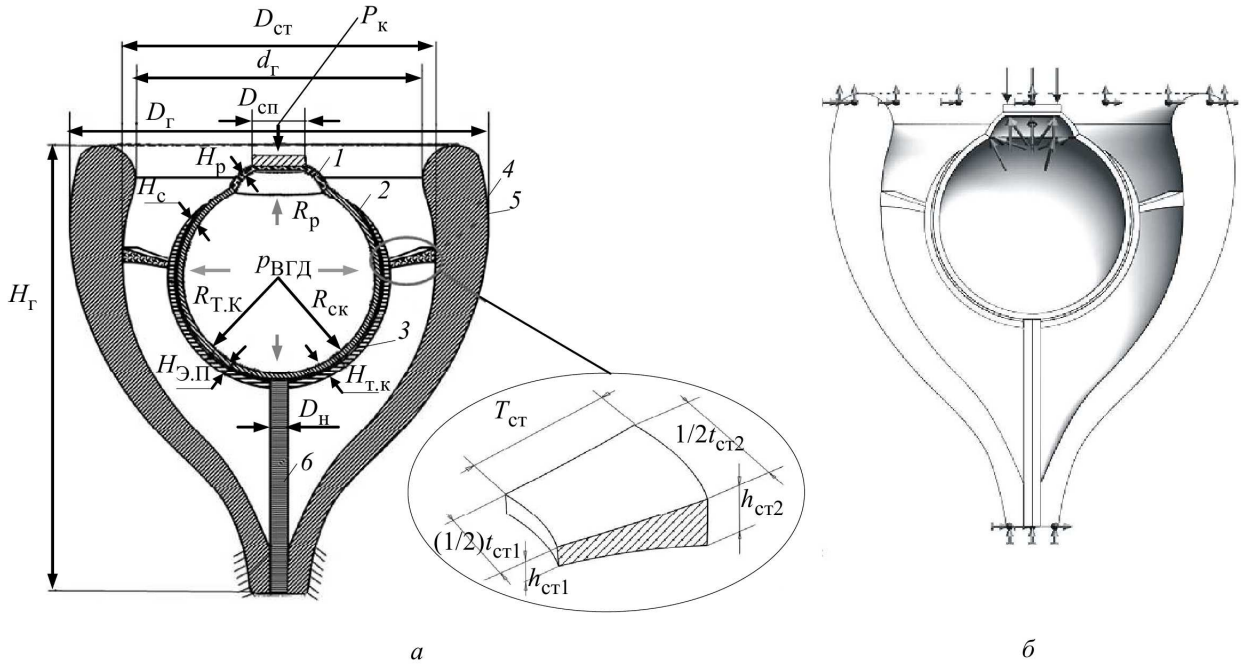


Рис. 1

При построении модели введены следующие допущения. 1. Материал роговицы *1* – однородный, сплошной, анизотропный с приведенным модулем упругости $E_{р1,2,3}$; материал склеры *2* и твердой мозговой оболочки *6* – однородные, сплошные, изотропные, с приведенными модулями упругости $E_с$ и $E_{ТМО}$; материалы стяжей *5*, эписклерального

[1] Нагрузка, под действием которой уплощается поверхность глазного яблока контактной поверхностью тонометра до определенного диаметра кружка сплющивания.

пространства, теноновой капсулы *3* и кости глазницы *4* – однородные, сплошные, изотропные, с приведенными модулями упругости. 2. Модель жестко закреплена на внешней стороне кости глазницы.

Построены содержательная и компьютерная модели (см. рис. 1) и проведены вычисления ВГД при роговице в норме ($n = 0$) и при трех стадиях развития кератоконуса ($n = 1–3$), а также при изменении формы глаза, т. е. миопии и гипермитропии.

Истинное тонометрическое давление определяется последовательностью итераций, в результате которых объем несплющенной части деформированного глаза включает дополнительный объем жидкости, вытесненной тонометром из роговицы:

1. Определяются объемы: а) недеформированного глаза; б) водянистой влаги, вытесненной тонометром из сплющенной части глазного яблока; в) несплющенной части деформированного глазного яблока;

2. Из условия нулевого перемещения в роговице (в зоне контакта с тонометром) вычисляется перемещение и деформация несплющенной части роговицы и склеры;

3. Допуская линейную зависимость между нагрузкой и перемещением, по определенному в п. 2 характеру деформации несплющенной части глаза увеличивается ее объем на 0,9 объема жидкости, вытесненной тонометром;

4. Аналогично п. 2 обеспечивается условие равновесия в зоне контакта деформированной роговицы и тонометра;

5. Определяется объем несплющенной части глазного яблока;

6. Если объем несплющенной части отличается от первоначального объема глазного яблока, вносятся изменения в соответствии с п. 3 (увеличивается или уменьшается объем несплющенной части глаза в зависимости от результатов п. 5);

7. При необходимости последовательно повторяются вычисления в соответствии с п. 4–6.

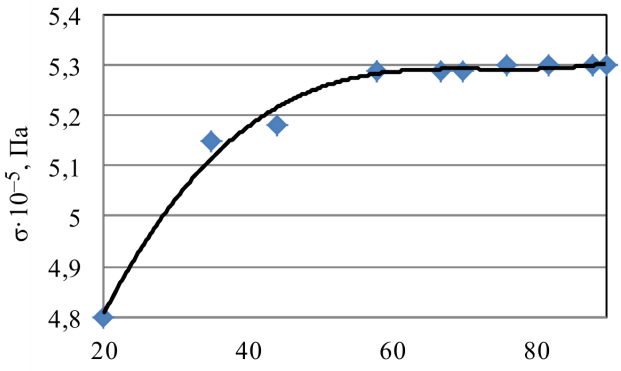
Пример 1. Зависимости разницы между значением тонометрического внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова в соответствии с линейкой Б. Л. Поляка, и истинного тонометрического внутриглазного давления, рассчитанного по модели (рис. 1), от диаметра кружка сплющивания.

Для структур глаза заданы следующие геометрические параметры и механические свойства:

1) радиус кривизны роговицы $R_{к.р} = 7{,}8$ мм, толщина центральной зоны $h_{р.ц} = 0{,}52$ мм, толщина роговицы на периферии $h_{р.п} = 0{,}6$ мм; 2) толщина и радиус кривизны склеры $H_с = 0{,}7$ мм, $R_{к.с} = 12$ мм; диаметр твердой мозговой оболочки $D_{ТМО} = 2{,}1$ мм; 3) эписклеральному пространству, стяжам, кости глазницы и теноновой капсуле задаются приведенные модули упругости, равные $E_э = 30$ кПа, $E_{ст} = 20$ Мпа, $E_К = 2{,}5$ ГПа, $E_{т.к} = 200$ МПа соответственно; толщина и радиус кривизны эписклеры $H_э = 0{,}26$ мм, $R_{.} = 12{,}26$ мм; 4) 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; 5) высота глазницы $H_г = 52{,}5$ мм; внешний диаметр глазницы $D_г = 49$ мм; внутренний диаметр глазницы $d_г = 33$ мм; 6) толщина и радиус кривизны теноновой капсулы $H_{т.к} = 0{,}74$ мм, $R_{т.к} = 13$ мм; 7) модуль упругости роговицы в меридианальном и окружном направлениях $E_{р1,2}$ изменялся от 0,362 до 2 МПа, в ради-

альном направлении E_{p3} изменялся от 3,6 кПа до 20 кПа; 8) приведенные модули упругости склеры и твердой мозговой оболочки E_c = 6 МПа; $E_{ТМО}$ = 150 МПа соответственно; 9) модуль упругости контактной части тонометра $E_т$ = 210 ГПа.

При вычислениях число введенных конечных элементов (до 70 тысяч) существенно влияет на результаты (рис. 2). Дальнейшее увеличение числа конечных элементов на результатах вычислений сказывается незначительно (не более 5 %). Поэтому для достижения необходимой точности при минимальных затратах времени на вычисления целесообразно задавать разбиение на 70 тыс. линейных тетраэдальных конечных элементов.



На рис. 3–5 приведены зависимости значений тонометрического внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова в соответствии с линейкой Б. Л. Поляка, и истинного тонометрического внутриглазного давления, рассчитанного по модели, от диаметра кружка сплющивания: на рис. 3 – кривая n = 0 – разница между значениями измеренного и рассчитанного тонометрического давлений; на рис. 4 – значения измеренного ВГД (горизонтальная линия) и истинного тонометрического ВГД (кривая n = 0) при кружке сплющивания 3 мм в зависимости от модуля упругости роговицы; на рис. 5 – значения измеренного ВГД (горизонтальная линия) и истинного тонометрического ВГД (кривая n = 0) при кружке сплющивания 7 мм в зависимости от модуля упругости роговицы.

Пример 2. Зависимости разницы между значением тонометрического внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова в соответствии с линейкой Б. Л. Поляка, и истинного тонометрического внутриглазного давления при различных стадиях развития кератоконуса, рассчитанного по модели, от диаметра кружка сплющивания.

При кератоконусе у роговицы изменяется радиус кривизны и толщина центральной зоны. В конечном итоге она истончается и принимает конусовидную форму. 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.

В дополнение к геометрическим параметрам и механическим свойствам для глазного яблока, приведенным в примере 1, введены следующие: 1) кривизна роговицы в соответствии со стадией развития кератоконуса (n = 1, 2, 3) равна $R_{к.р}$ = 7,2 мм (n = 1), 6,8 мм (n = 2) и 6,2 мм (n = 3); 2) толщина центральной зоны составляет соответственно, $h_{р.ц}$ = 0,48 мм, 0,44 мм и 0,4 мм; 3) толщина роговицы на периферии принимается постоянной во всех стадиях кератоконуса $h_{р.п}$ = 0,6 мм.

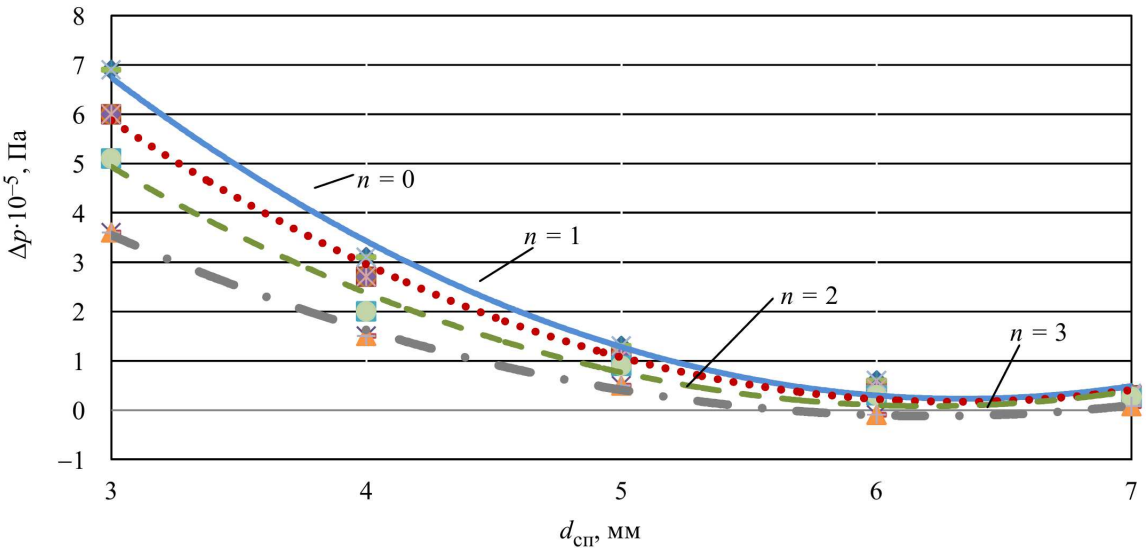


Рис. 3

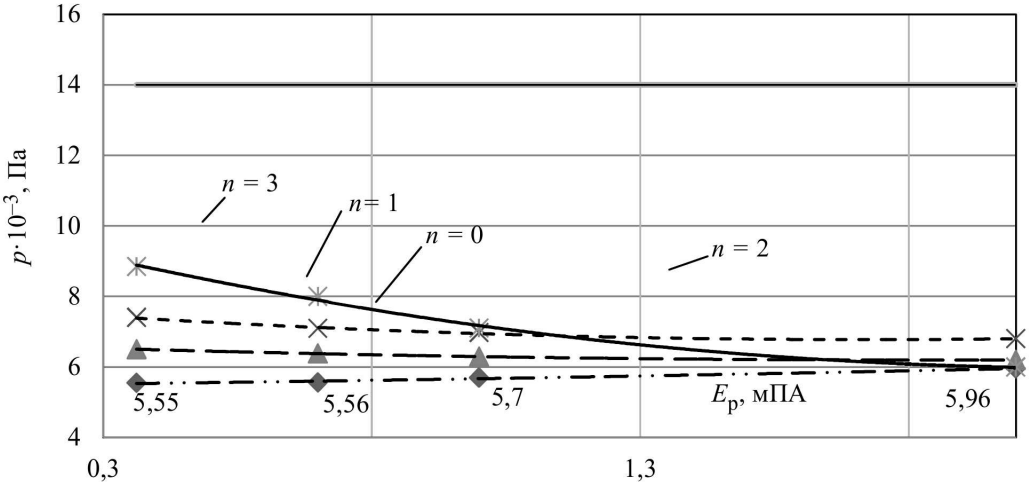


Рис. 4

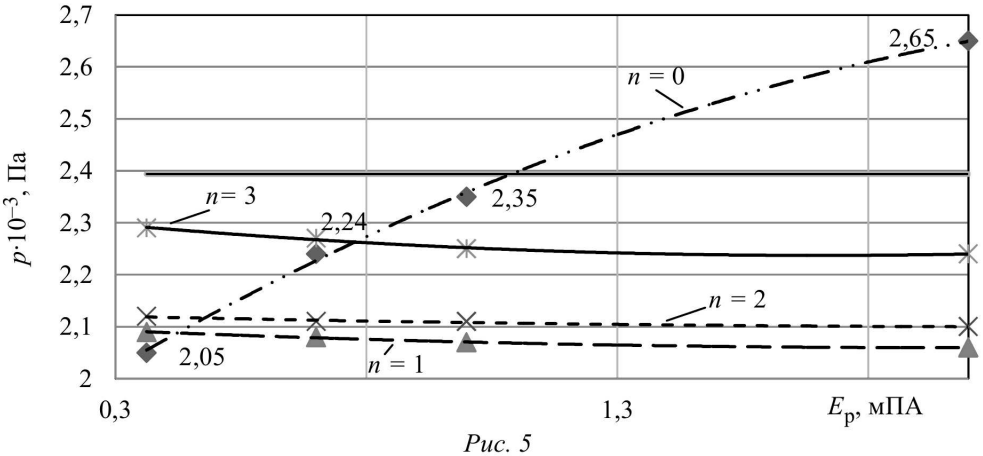


Рис. 5

На рис. 3–5 приведены зависимости значений тонометрического внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова в соответствии с линейкой Б. Л. Поляка, и истинного тонометрического внутриглазного давления, рассчитанного по модели, от диаметра кружка сплющивания: на рис. 3 кривые $n = 1, 2, 3$ – разница между значениями измеренного

и рассчитанного тонометрического давлений; на рис. 4 – значения измеренного ВГД и истинного тонометрического ВГД (кривая n = 1, 2, 3) при кружке сплющивания 3 мм в зависимости от модуля упругости роговицы; на рис. 5 – значения измеренного ВГД и истинного тонометрического ВГД (кривая n = 1, 2, 3) при кружке сплющивания 7 мм в зависимости от модуля упругости роговицы.

Пример 3. Зависимости разницы между значениями тонометрического внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова в соответствии с линейкой Б. Л. Поляка, и истинного тонометрического внутриглазного давления при миопии, рассчитанного по модели, от диаметра кружка сплющивания.

В дополнение к геометрическим параметрам и механическим свойствам для глазного яблока, приведенным в примере 1, введено изменение длины передне-задней оси (ПЗО) глаза $H_{\text{ПЗО}}$ от 22 до 30 мм (рис. 6, *а*).

Пример 4. Зависимости разницы между значениями тонометрического внутриглазного давления, определенного по методу Маклакова в соответствии с линейкой Б. Л. Поляка, и истинного тонометрического внутриглазного давления при гиперметропии, рассчитанного по модели, от диаметра кружка сплющивания.

В дополнение к геометрическим параметрам и механическим свойствам для глазного яблока, приведенным в примере 1, введено изменение длины фронтальной оси (ФО) глаза $H_{\text{ФО}}$ от 22 до 30 мм (рис. 6, *б*).

По результатам вычислений изменение модуля упругости роговицы приводит к максимальному изменению определяемого ВГД на 32,3 %. При этом ВГД, рассчитанное по второй и третьей моделям, увеличивается в нормальной роговице с увеличением модуля упругости роговицы от 7 до 22,6 % и уменьшается от 5 до 32,3 % с увеличением степени развития кератоконуса.

При всех кружках сплющивания значения ВГД меньше табличных значений, что говорит о том, что в таблице Маклакова значения могут быть завышены по сравнению с реальными.

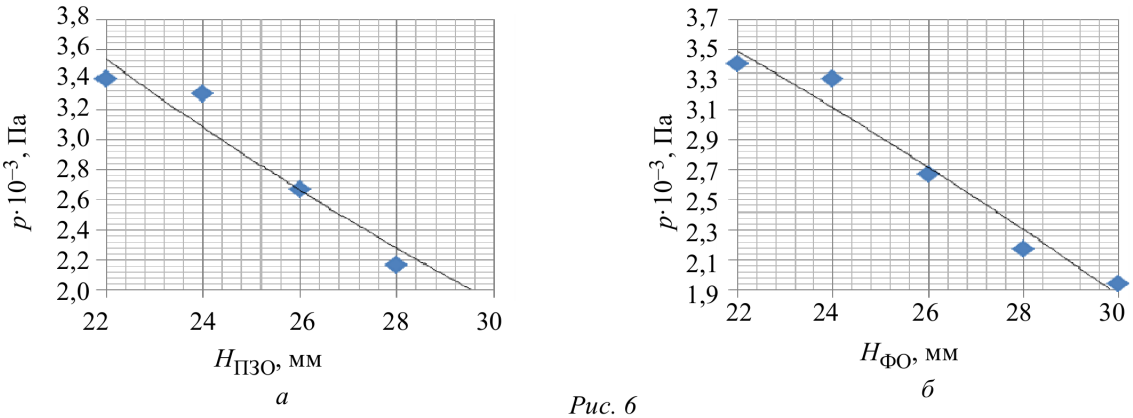


Рис. 6

По результатам вычислений построены зависимости расхождения значений истинного тонометрического ВГД с значениями тонометрического ВГД, измеренного по методу Маклакова и определенного по линейке Поляка, от геометрических параметров параметров и механических свойств глаза. Эти зависимости положены в основу разработанного

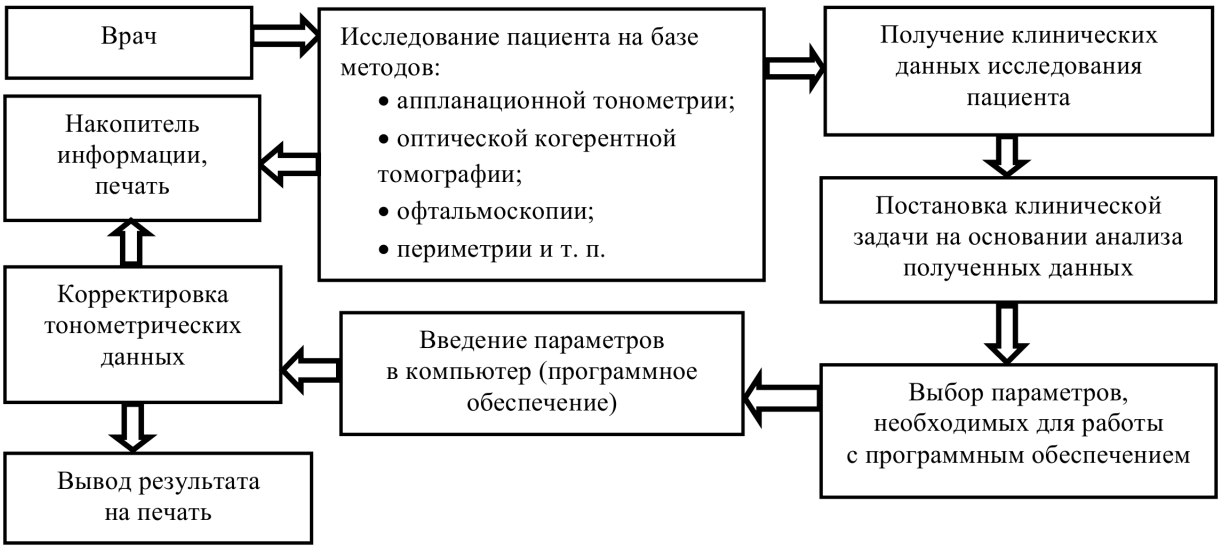


Рис. 7

информационного обеспечения биотехнической системы «Истинное тонометрическое ВГД». Схема информационного обеспечения приведена на рис. 7.

Информационное обеспечение позволяет автоматически вводить коррекцию в результаты инструментального измерения ВГД.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. 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.

2. Ehlers N., Bramsen T., Sperling S. Applanation tonometry and central corneal thickness // Acta Ophtalmol. (Copenh.). 1975. Vol. 53. P. 34–43.

3. Tonnu P.-A., Ho 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 // Brit. J. Ophthalmolog. 2005. Vol. 89. P. 851–854

4. 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.

P. I. Begun, D. A. Rubashova

ALGORITHM AND AUTOMATED METHOD FOR DETERMINING THE TRUE TONOMETRIC INTRAOCULAR PRESSURE BY A MAKLAKOV'S METHOD

Algorithm was developed to take into account the effect of the mechanical properties and geometrical parameters of the eye and orbital connective tissue formations on the stress-strain state of the corneoscleral the eye with a gradient of intraocular pressure and pressure tonometer on the cornea. The resulting dependence of the true tonometric intraocular pressure from the geometry and mechanical properties of the structures of the eye as a basis to develop an automated method for determining the true tonometric eye pressure Maklakov's method.

Algorithm, eye, tension, deformation, movement, applanation tonometry, intraocular ressure, automated method