

УДК: 531+612.84+ 612.76

Биомеханическая модель глазного яблока человека: описание и верификация

Иомдина Е.Н.*, Полоз М.В.**

*ФГБУ «МНИИ глазных болезней им. Гельмгольца» Минздрава РФ, Москва, 105062
Россия*

Аннотация. Для проведения офтальмологических исследований авторами разработана численная 3D модель глазного яблока человека, включающая основные структуры глаза и позволяющая устранить недостатки существующих моделей и максимально приблизиться к реальной физиологии. Биомеханическая модель разработана с использованием метода конечных элементов, оптические параметры глазного яблока вычислялись методами геометрической оптики, физико-механические свойства тканей задавались на основе известных экспериментальных данных. Модель верифицирована: моделирование аккомодации сравнивали с результатами «Scheimpflug imaging» структур глаза пациентов разных возрастов без какой-либо офтальмологической патологии, моделирование поворотов глаза – с данными экспериментов по вживлению датчика силы в наружную прямую мышцу пациента, а также с данными определения углов поворота глаза в основные диагностические положения зрения. Верификация показала, что модель адекватно описывает механизм аккомодации, а также повороты глазного яблока в глазнице, имеет хорошее совпадение с другими клиническими и экспериментальными данными, а также с биомеханическими моделями изолированных фрагментов глазного яблока, обобщая их и позволяя моделировать в рамках единой модели процессы, соответствующие, в том числе, различным возрастам.

Ключевые слова: *глазное яблоко человека, биомеханическая модель, верификация, аккомодация, повороты глазного яблока в глазнице.*

ВВЕДЕНИЕ

В последние годы для решения многих проблем биологии и медицины все чаще используют возможности математического моделирования, поскольку такой подход позволяет минимизировать необходимость проведения сложных и дорогостоящих экспериментально-клинических исследований, а в ряде случаев дает возможность изучать физиологические процессы, которые не доступны для наблюдения *in vivo* в полном объеме из-за несовершенства существующих технических средств.

Несмотря на то, что в настоящее время накоплено множество данных, относящихся к анатомии и физиологии органа зрения человека, полной биомеханической модели такого сложного биологического объекта, как глазное яблоко, до сих пор не существует. На сегодняшний день разработаны некоторые численные и аналитические модели, описывающие различные процессы в офтальмологии [1–8]. Основной проблемой математических моделей является набор гипотез, положенных в основу

* iomdina@mail.ru

** poloz_mv@mail.ru

моделирования и заменяющих реальные граничные условия и нагрузки их постулируемыми аналогами. Использование различных гипотез приводит к тому, что результаты моделирования одних и тех же офтальмологических процессов могут отличаться как количественно, так и качественно. Так, при численном моделировании основополагающего механизма фокусировки глаза – аккомодации – получают подтверждение как теории аккомодации Гельмгольца [3–9], так и принципиально отличающейся от нее теории аккомодации R. Schachar [1, 10, 11].

Для исключения подобного рода противоречий и более полноценного моделирования глазного яблока мы посчитали целесообразным разработать биомеханическую модель глазного яблока человека в целом. В такой модели количество гипотез минимально, а механические процессы, связанные с сокращением мышечных тканей, моделируются «как есть», при этом воздействие задается не в виде силы или перемещения, как в изолированных моделях хрусталика или стекловидного тела, а в виде сокращения мышечной ткани, когда одновременно изменяются ее размеры и податливость [12–15]. Для подтверждения адекватности и точности модели необходимо провести ее верификацию с помощью известных клинических и экспериментальных данных.

ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Создание и верификация численной 3D конечно-элементной биомеханической модели глазного яблока, включающей все его основные структуры.

МЕТОДЫ

Биомеханическая модель человеческого глаза (рис. 1) построена с использованием методов механики твердого деформируемого тела, гидростатики, геометрической оптики в проксимальном приближении, 3D компьютерного моделирования, и верифицирована с помощью известных клинических данных. Конечно-элементная (КЭ) модель построена с помощью программного комплекса ANSYS.

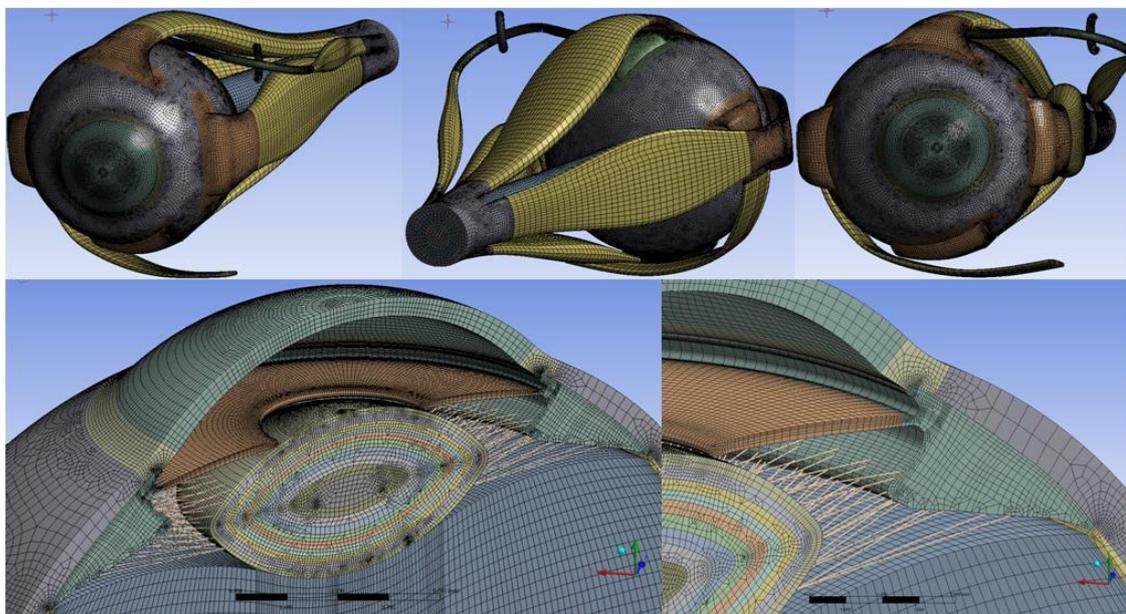


Рис. 1. Биомеханическая модель глаза человека.

Основным условием при построении модели была минимизация гипотез, которые в моделях изолированных фрагментов глаза обычно выражаются в виде граничных условий и внешних усилий, и максимальное приближение к реальной физиологии. В связи с этим при разработке модели соблюдались три основных принципа подобия:

геометрическое подобие – соответствие формы и размеров, механическое и оптическое подобие – соответствие физико-механических и оптических свойств и их распределений, физиологическое подобие – соответствие моделируемых алгоритмов реальной физиологии глаза [16, 17]. Физико-механические свойства тканей задавались в соответствии с данными прямых измерений, приведенными в литературных источниках [17].

Оптическая модель глаза построена при помощи методов матричной оптики, в которой матрицы применяются для описания геометрического построения изображений в центрированной системе линз, т.е. в системе, состоящей из последовательности сферических преломляющих поверхностей, центры которых расположены на одной оптической оси, при этом используются допущения геометрической оптики.

Для оценки аккомодационной способности глаза по вычисленным в ходе механических расчетов значениям кривизны преломляющих поверхностей и их смещениям относительно друг друга вычислялся объем аккомодации, как максимальная разница между оптической силой глаза при взгляде вблизи и вдаль:

$$V = M_{1,2}^{\text{вблизи}} - M_{1,2}^{\text{вдаль}}.$$

Верификация модели состояла в сравнении расчетных результатов, полученных при моделировании процесса аккомодации и поворотов глаза в глазнице в норме, с известными данными, зафиксированными инструментальными методами (Scheimpflug imaging, ультразвуковая биомикроскопия) и клиническими наблюдениями, описанными в литературе. При верификации построенной расчетной модели использовали клинические данные, характеризующие глаза взрослых с эмметропией (нормальной рефракцией) и без какой-либо офтальмологической патологии.

Поскольку геометрические и механические параметры тканей глаза задавались исходно, верификация основывалась на моделировании активных процессов, приводящих либо к изменению формы различных элементов глаза, либо к поворотам глаза внутри глазницы, и сравнению полученных расчетных результатов с известными клиническими данными.

В качестве верификационных тестов, описывающих повороты глаза в глазнице, выбраны перемещения глаза из центрального положения в основные диагностические положения зрения [18, 19]. Рассмотрены повороты глаза при сокращении соответствующих групп экстраокулярных мышц.

В качестве основного параметра, определяющего точность биомеханической модели, рассматривалась степень совпадения расчетного положения оптической оси глаза, полученного с учетом сокращения соответствующих мышц, с положением, фиксируемым в клинике при повороте глаза в то или иное диагностическое положение зрения.

Кроме того, проведено сравнение расчетных значений углов поворота глаза при различных уровнях усилия в наружной прямой мышце с соответствующими значениями, наблюдаемыми в клинической практике. Нами использована зависимость усилия в мышце от угла поворота глазного яблока, описанная уравнениями [12], которые в свою очередь получены на основе экспериментов, выполненных С. Collins et al. [20]. Данные этого исследования получены при обследовании пациентов с вживленным в наружную прямую мышцу датчиком силы, позволяющим записывать ее изменение в зависимости от перемещения (поворота) глазного яблока [20]. Для верификации выполнялась серия расчетов, повторяющая эти эксперименты, расчеты выполнялись для линеаризованной модели экстраокулярных мышц [12].

Учитывая, что экспериментов, подобных [12], для цилиарной мышцы не проводилось, и в ближайшее время они вряд ли будут выполнены из-за невозможности вживления датчика силы внутрь глаза, точнее, в ткань мышцы, не имеющей одного

направления деформирования (как это свойственно экстраокулярным мышцам), КЭ модель цилиарной мышцы строилась аналогично экстраокулярным только с учетом пространственного распределения мышечных волокон. Как и для экстраокулярной мышцы, задавались участки волокон с различными жесткостными характеристиками и возможностью задания внутреннего возбуждения. При этом, как и в модели экстраокулярных мышц, жесткость трехмерных элементов задавалась одинаковой по всему объему мышцы, а разделение на участки создавалось при помощи задания соответствующих характеристик в линейных элементах, моделирующих волокна.

Для калибровки модели выполнено сравнение с результатами работ [21, 22], в которых представлены изображения и численные значения перемещений цилиарной мышцы при расслаблении и напряжении аккомодации в различных сечениях для пациентов различных возрастных групп (рис. 2).

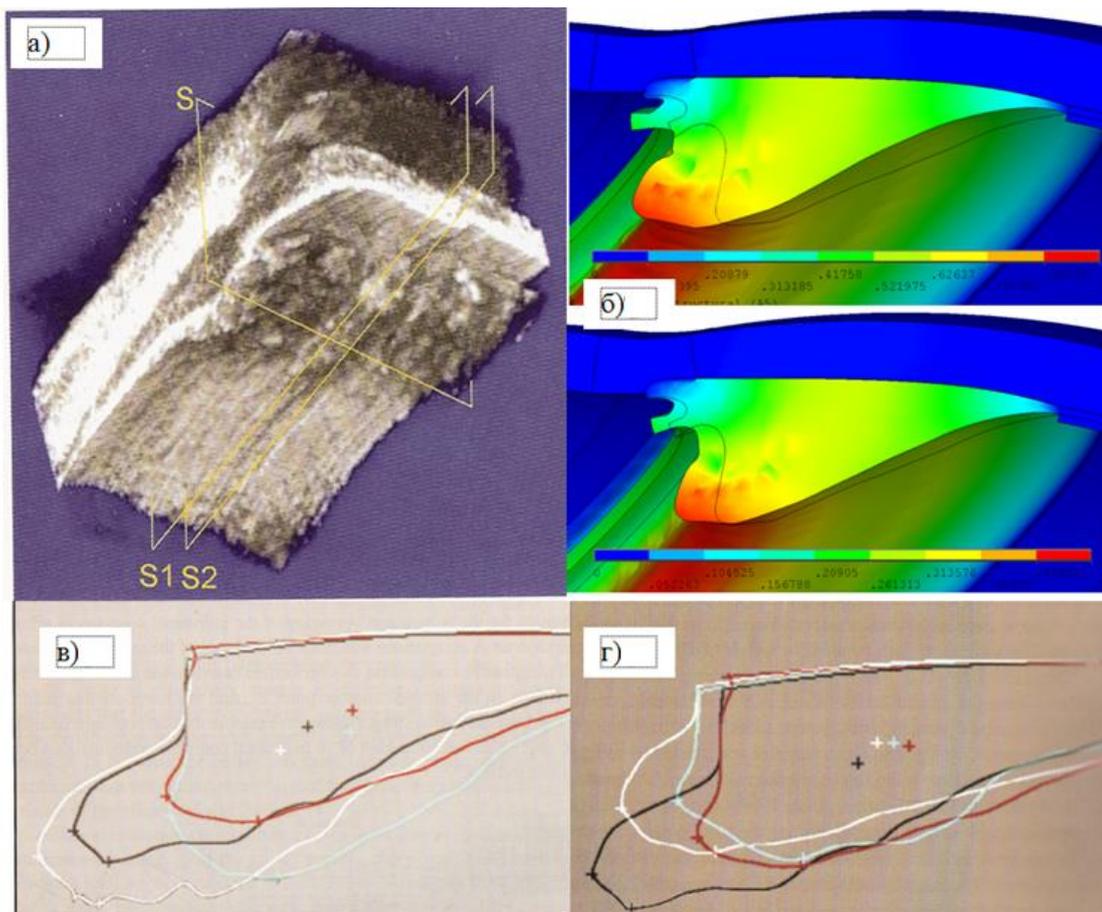


Рис. 2. Положение цилиарной мышцы при аккомодации: 2,а – сечения [22]; 2,б – расчетное положение цилиарной мышцы (цветное изображение при сокращении, черный контур – расслабленное состояние) [17]; 2,в – цилиарная мышца в сечениях S1 и S2 (красный цвет – расслаблена, черный – напряжена, голубой и белый с учетом цилиарного тела, 34 года) [22]; 2,г – цилиарная мышца при аккомодации и расслаблении (красный цвет – расслаблена, черный – напряжена, голубой и белый с учетом цилиарного тела, 71 год) [22].

В этих работах О. Stachs наблюдал *in vivo* работу цилиарной мышцы с помощью комбинации специально спроектированного 3D ультразвукового биомикроскопа (UBM) и графической станции Silicon Graphics. Для верификации моделирования процесса аккомодации использованы также изображения, полученные при помощи технологии визуализации Scheimpflug imaging [3]. Одновременно проводилось сравнение с расчетными значениями объема аккомодации, полученными методом конечных элементов в ABAQUS [3].

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Разработанная биомеханическая модель человеческого глаза (рис. 1) включает в себя следующие элементы: содержимое хрусталика по слоям (включая ядро и капсулу), цилиарное тело, цилиарную мышцу, зонулярные волокна, радужку, лимб, роговицу, склеру, глазодвигательные мышцы (включая сухожилия), глазной нерв, стекловидное тело, сосудистую оболочку, сетчатку. Модель ограничена глазным яблоком и его содержимым, глазодвигательными мышцами и глазным нервом в области орбиты.

В качестве граничных условий задавалось жесткое закрепление на сухожильном кольце, нижней косой мышце и блоке. Воздействие жировой ткани глазницы и сила тяжести не учитывались. В целом модель включает 5.6 млн. узлов и 1.6 млн. элементов.

Моделирование выполнялось следующим образом:

- хрусталик в модели задавался по размерам, соответствующим взгляду вблизи (свободное, ненагруженное состояние хрусталика с наибольшей кривизной и нулевой запасенной энергией деформирования);

- одним из граничных условий задавалось предварительное (исходное) натяжение элементов, моделирующих волокна, которое, в свою очередь, вызывало деформацию хрусталика, соответствующую аккомодации вдаль;

- далее, в процессе собственно счета, моделировалось сокращение цилиарной мышцы (изменение жесткости и размеров), что приводило к возврату хрусталика к форме с максимальной кривизной.

Матрица преломления оптической системы глаза вычислялась по формуле:

$$M = TT_1 \cdot RR_1 \cdot TT_2 \cdot RR_2 \cdot TT_3 \cdot TT_4 \cdot RR_3 \cdot TT_5 \cdot RR_4 \cdot TT_6,$$

где TT_i и RR_i – соответствующие матрицы для оптических промежутков и преломляющих поверхностей. Оптическая сила оптической системы глаза равна значению элемента матрицы $P = M_{1,2}$.

Разработанная модель верифицирована путем сравнения расчетных результатов моделирования активных процессов, приводящих либо к изменению формы различных элементов глаза (например, при аккомодации), либо к поворотам глаза внутри глазницы, с известными клиническими данными.

Аккомодация. При верификации моделирования аккомодации использовались клинически зафиксированные картины Scheimpflug imaging для пациентов различных возрастов до возникновения пресбиопии, т. е. изменений, вызванных инволютивными процессами [3]. Более подробно моделирование возрастных изменений, в том числе в старших возрастных группах, представлено в [23]. Проводилось качественное сравнение изменений положения и формы структур переднего отдела глазного яблока, а также сравнение числовых значений объема аккомодации, вычисленных по клиническим данным и полученным в результате расчета. Сравнение рисунков 3,б и 3,г (хрусталик в неаккомодирующем состоянии), а также 3,а и 3,в (хрусталик при аккомодации вблизи) показывает, что биомеханическое моделирование дает картину изменения геометрии переднего отрезка глаза, совпадающую с клиническими наблюдениями.

Совпадают также расчетные и клинически зафиксированные положения цилиарной мышцы при аккомодации и дезаккомодации (рис. 2), то есть использование модели, описываемой уравнением [12], позволяет адекватно, как качественно, так и количественно, смоделировать поведение цилиарной мышцы в процессе аккомодации. При этом максимальная величина силы, развиваемой мышцей при сокращении, для разных возрастных групп определялась по величине перемещения, зафиксированного в эксперименте [22].

В ходе расчетов выявлены такие особенности поведения глаза при аккомодации, как смещение роговицы, а также провисание зонулярных волокон при достаточно жестком хрусталике.

Согласно модели, при сокращении цилиарной мышцы происходит небольшое (до 0.02 мм) смещение роговицы. Эти расчетные данные (рис. 4,а) совпадают с результатами клинического изучения изменения кривизны и рефракции роговицы эметропического глаза при аккомодации [24].

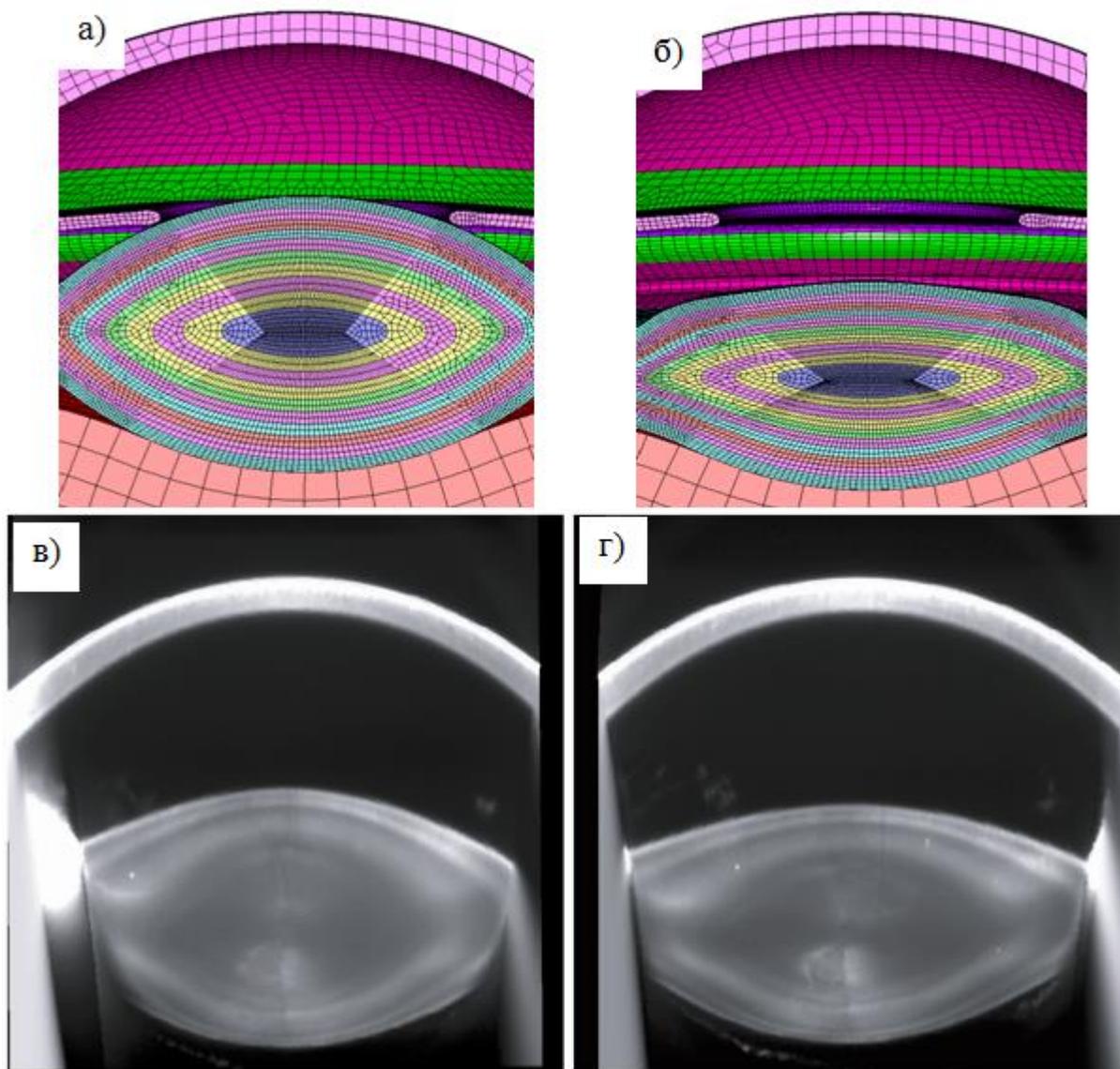


Рис. 3. Форма хрусталика в неаккомодирующем состоянии, полученная в результате расчета (б) и с помощью «Scheimpflug imaging» (г) [3]. Изменение формы хрусталика при аккомодации вблизи, полученное в результате расчета (а) и зафиксированное в естественных условиях с помощью «Scheimpflug imaging» (в) [3].

Моделирование работы экстраокулярных мышц показало, что при их сокращении происходит смещение центра хрусталика относительно центра роговицы (рис. 4,б). Последним обстоятельством может объясняться то, что во время саккадических движений глаз зрительное восприятие снижено или отсутствует [25].

Этот результат подтверждает наблюдения Гельмгольца: согласно его теории, при рассматривании предметов, расположенных на близком расстоянии, в человеческом глазу наряду с сокращением цилиарной мышцы, сужением зрачка, уменьшением глубины передней камеры происходит некоторое смещение хрусталика кпереди и книзу [26].

Расчеты также показывают, что при максимальном напряжении аккомодации и при достаточно жестком хрусталике может наблюдаться провисание некоторых порций волокон (рис. 5), что согласуется с результатами ультразвуковой биомикроскопии [27].

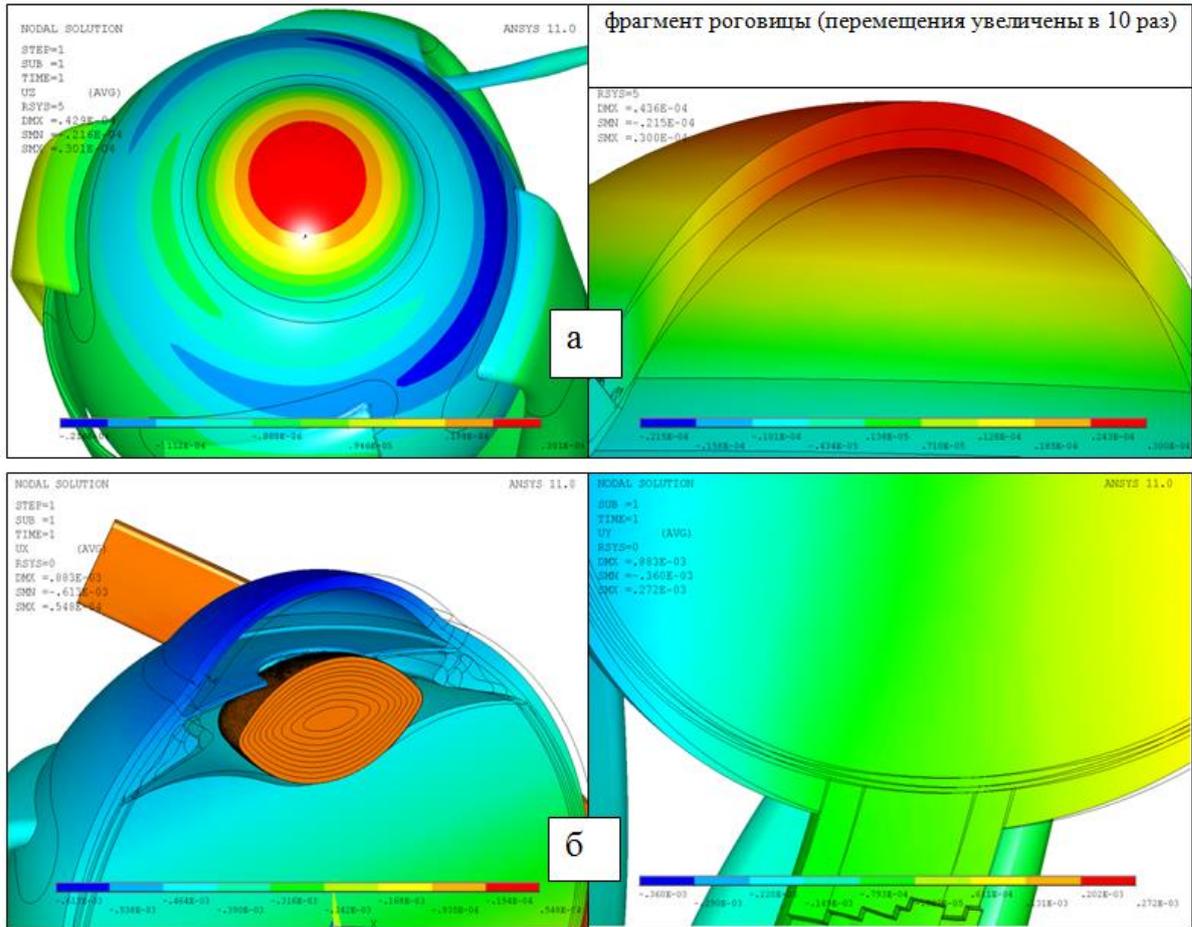


Рис. 4. Перемещения наружных оболочек глаза (роговицы и склеры) при аккомодации: а) изменение кривизны роговицы, б) смещение центра хрусталика и склеры в области глазного нерва.

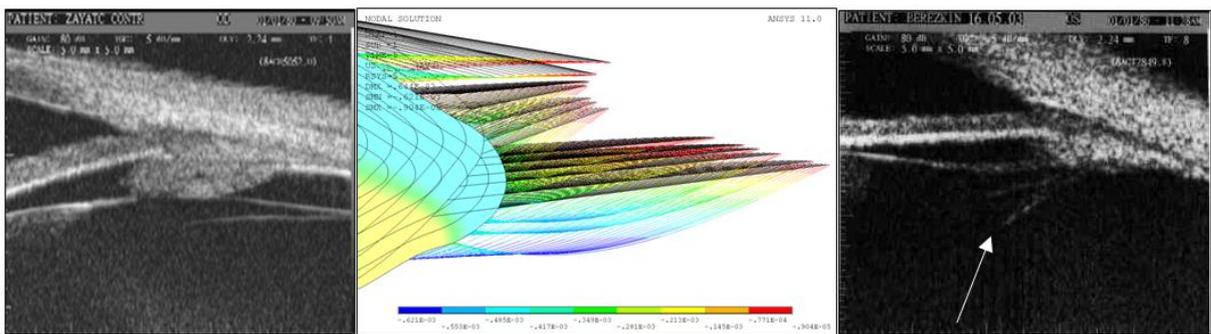


Рис. 5. Ход волокон связочного аппарата хрусталика в зональном пространстве у молодых лиц (пациент З., 21 г., слева) и при пресбиопии (пациент Б., 61 г., справа) [27], расчетное положение волокон у лиц старших возрастных групп (в центре).

Повороты глазного яблока в глазнице. Для верификации моделирования поворотов глаза в глазнице выполнялась серия расчетов, повторяющая эксперимент [20] в соответствующих точках (обозначены цифрами на рис. 6), а также моделировались перемещения глаза из центрального положения в основные диагностические положения зрения [18, 19].

Расчеты выполнялись для линейризованной модели экстраокулярных мышц [12].

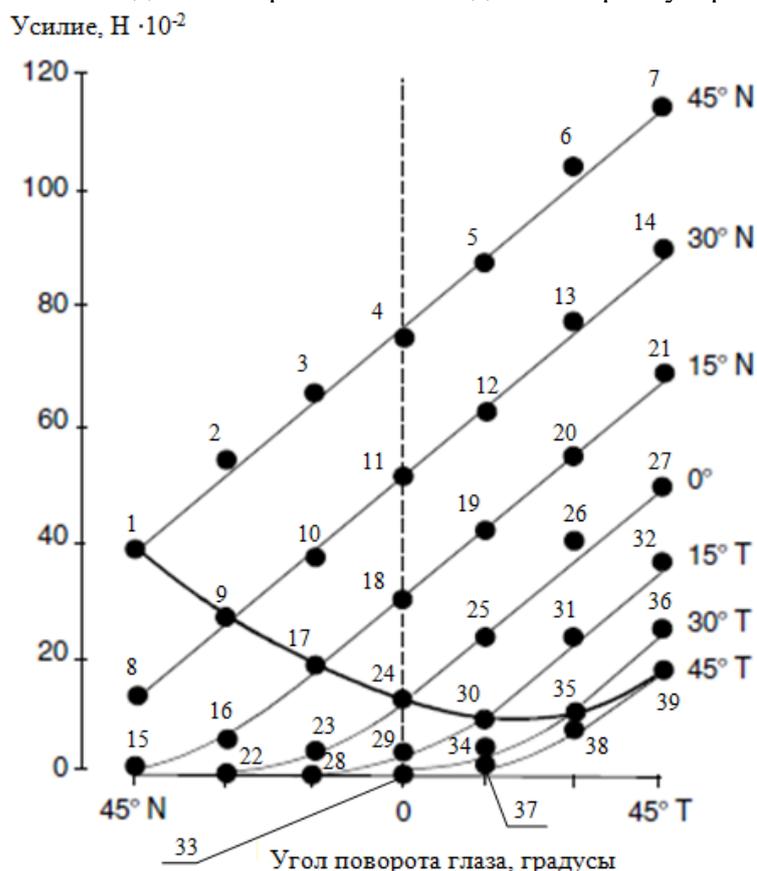


Рис. 6. Усилие в наружной прямой мышце в зависимости от угла поворота глаза (принято по [12, 20], направления: N – к носу, T – к виску).

Поворот глазного яблока представлен на рис 7, где, в частности, видна работа контактных элементов, когда в зависимости от угла поворота глазное яблоко облегают различные части экстраокулярных мышц.

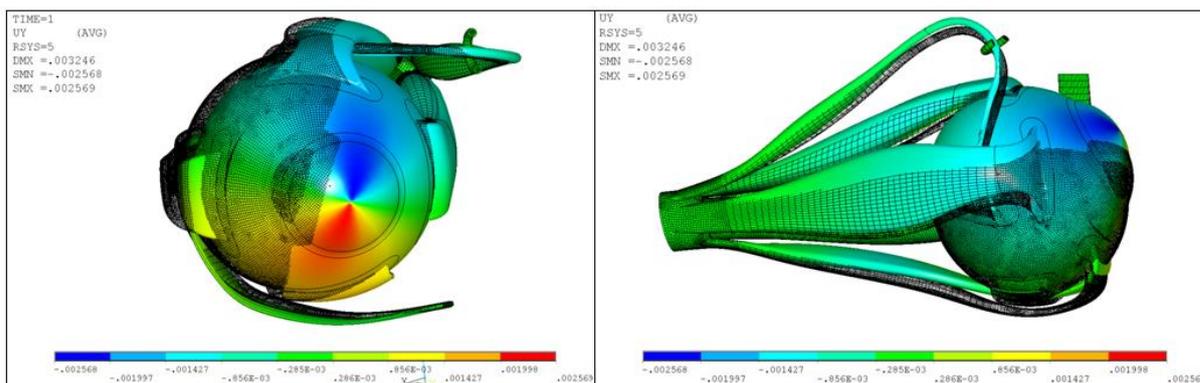


Рис 7. Моделирование поворота глазного яблока (черной сеткой, без цвета показано первоначальное положение)

Следует отметить, что линейризованная модель описывает только натянутые мышцы, при ослаблении силы мышц менее 10×10^{-2} Н начинается провисание [20]. Чем меньше сила, тем большее расхождение экспериментально измеренных и расчетных значений силы. При этом в [20] указывается, что тонус порядка $8-12 \times 10^{-2}$ Н является минимальным значением для поворота глаза. При выполнении расчетов с нелинейной моделью [12] также выявлено, что при поворотах, вызывающих малое усилие в

наружной прямой мышце, степень нелинейности мышцы практически не влияет на результирующее значение угла поворота. Это связано с малым значением силы в контрольной мышце относительно других мышц, которые и вносят основной вклад в поворот глаза в глазнице, соответственно, верификация модели для усилий меньше 12×10^{-2} Н не проводилась.

Так как в верификационных тестах рассмотрены не только крайние положения глаз, но также все поле перемещений глазного яблока между этими положениями, можно считать, что данных верификационных тестов достаточно для определения точности расчетного определения положения глазного яблока в глазнице.

В результате расчетов и обработки результатов верификационных тестов установлено, что относительная погрешность определения расчетных характеристик по сравнению с клиникой и экспериментами не превышает 16% в определении объема аккомодации, 21% для углов поворота глаза в глазнице, 24% – в значении силы в экстраокулярных мышцах при повороте глаза в глазнице. Полная матрица верификации и описание тестов представлены в [17].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработана 3D численная биомеханическая модель человеческого глаза на основе метода конечных элементов и геометрической оптики и включающая все основные структуры глаза. Модель выполнена с соблюдением трех основных принципов подобия: геометрическое подобие – соответствие формы и размеров, механическое и оптическое подобие – соответствие физико-механических и оптических свойств и их распределений, физиологическое подобие – соответствие моделируемых алгоритмов реальной физиологии глаза. Полнота модели позволила максимально приблизиться к реальной физиологии и исключить гипотезы, характерные для моделей изолированных фрагментов глаза, которые выражаются в виде граничных условий и внешних усилий.

Верификация разработанной биомеханической модели показала, что модель адекватно описывает механизм аккомодации, а также повороты глазного яблока в глазнице. Модель имеет хорошее совпадение с клиническими и экспериментальными данными, а также с другими биомеханическими моделями изолированных фрагментов глазного яблока, обобщая их и позволяя моделировать на одной модели процессы, соответствующие, в том числе, различным возрастам. Разработанная модель человеческого глаза может быть использована как для изучения нормальной и патологической физиологии органа зрения, в частности, для оценки участия отдельных структур глаза в механизме аккомодации, так и в качестве виртуального тренажера в учебном процессе.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Abolmaami A., Schachar R.A., Le T. Sensitivity study of human crystalline lens accommodation. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2007. V. 85. P. 77–90.
2. Cirovik S., Bholra R.M., Hose D.R., Howard I.C., Lawford P.V., Marr J.E., Parsons M.A. Computer modeling study of the mechanism of optic nerve injury in blunt trauma. *Br. J. Ophthalmol.* 2006. V. 90. P. 778–783.
3. Hermans E.A., Dubbelman M., van der Heijde G.L., Heethaar R.M. Age-related changes of the external force acting on the human lens during disaccommodation. *Ocular Biomechanics*. 2007. P. 3–10.
4. Ljubimova D. *Biomechanics of the Human Eye and Intraocular Pressure Measurements*: Doctoral Thesis in Mechanics. Stockholm: Royal Institute of Technology, 2009. 200 p.
5. Ljubimova D. *Numerical modeling of the human eye accommodation*. Stockholm: Royal Institute of Technology. 2005. 92 p.

6. Ljubimova D., Eriksson A., Bauer S. Aspects of eye accommodation evaluated by finite elements. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. 2008. V. 7. P. 139–150.
7. Ljubimova D., Eriksson A., Bauer S. Numerical study off the effect of vitreous support on eye accommodation. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2005. V. 7. P. 3–15.
8. Бауэр С.М. *Модели теории оболочек и пластин в офтальмологии*: автореф. дис. докт. физ-мат. наук. С-Пб., 2002.
9. Светлова О.В., Кошиц И.Н. Современные биомеханические представления о теории аккомодации Гельмгольца. В: *Биомеханика глаза*. М., 2001. С. 142–160.
10. Schachar R.A. Pathophysiology of accommodation and presbyopia. Understanding the Clinical Implications. *J. Florida Medical Assos.* 1994. V. 81. P. 268–271.
11. Schachar R.A., Cudmore D.P., Black T.O. Experimental support for Schachar's hypothesis of accommodation. *Ann. Ophthalmol.* 1993. V. 25. № 11. P. 404–409.
12. Enderle J.D., Blanchard S.M., Bronzino J.D. *Introduction to Biomedical Engineering*. Second Edition. Elsevier Academic Press, 2005. P. 738-754
13. Nordin M., Frankel V. H. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
14. Schutte S., van den Bedem S.P., van Keulen F., van der Helma F.C., Simonsz H.J. A Finite-element analysis model of orbital biomechanics. *Vision Research*. 2006. V. 46. P. 1724–1731.
15. Шмидт Р., Тевс Г. *Физиология человека*. М.: Мир, 1996. Т. 1. 323 с.
16. Иомдина Е.Н., Полоз М.В. Биомеханическая модель глаза человека как основа для изучения его аккомодационной способности. *Российский журнал биомеханики*. 2010. Т. 14. № 3(49). С.7–18.
17. Полоз М.В. *Биомеханическая модель глазного яблока человека*: дис. канд. физ.-мат. наук. Москва, 2011.
18. Кански Д.Дж. *Клиническая офтальмология: систематизированный подход*. Под ред. В.П. Еричева. М.: Логосфера, 2006. С. 517–522.
19. Шамшинова А.М., Волков В.В. В: *Функциональные методы исследования в офтальмологии*. М.: Медицина, 1999. С. 361–365.
20. Collins C.C., O'Meara D., Scott A.B. Muscle tension during unrestrained human eye movements. *J. Physiol.* 1975. V. 245. P. 351–369.
21. Stachs O. Ciliary muscle continues to flex in presbyopic eyes. *Eurotimes ESCRS*. 2005. V. 10. P. 13.
22. Stachs O. Monitoring the Human Ciliary Muscle Function During Accommodation. In: *Current aspects of human accommodation II*. Eds. R.Guthoff, K.Ludwig. Kaden Verlag, 2003. P. 105–119.
23. Иомдина Е.Н., Полоз М.В. Биомеханическое моделирование возрастных изменений аккомодации глаза человека. *Вестник С.-Петербургского университета*. 2011. Вып 2. С. 127–132. (Серия 1. Математика. Механика. Астрономия).
24. Strobel J., Muller M. Behavior of the central cornea during accommodation of the eye. In: *Current aspects of human accommodation II*. Eds. R.Guthoff, K.Ludwig. Kaden Verlag, 2003. P. 95–103.
25. Аветисов Э.С. В: *Содружественное косоглазие*. М.: Медицина, 1988. С. 14–29.
26. Helmholtz H. About the Accommodation of the Eye. In: *Current aspects of human accommodation II*. Eds. R.Guthoff, K.Ludwig. Kaden Verlag, 2003. P. 235–252.
27. Страхов В.В., Минеева Л.А., Бузыкин М.А. К вопросу о биомеханизме инволюционных изменений аккомодации глаза человека. В: *Биомеханика глаза*. Москва, 2007. С. 49–54.

Материал поступил в редакцию 24.01.2014, опубликован 02.06.2014.