

УДК 531/534: [57+61]

БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ГЛАЗА ЧЕЛОВЕКА КАК ОСНОВА ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ ЕГО АККОМОДАЦИОННОЙ СПОСОБНОСТИ

Е.Н. Иомдина, М.В. Полоз

ФГУ «МНИИ глазных болезней им. Гельмгольца Росмедтехнологий», Россия, 105062, Москва, ул. Садовая-Черногрозская, 14/19, e-mail: iomdina@mail.ru, poloz_mv@mail.ru

Аннотация. Построена деформационная биомеханическая модель глаза, включающая в себя роговицу, склеру, лимб, глазодвигательные мышцы (в том числе сухожилия), содержимое хрусталика по слоям (включая ядро и капсулу), цилиарное тело, цилиарную мышцу, зонулярные волокна, радужку, глазной нерв, стекловидное тело, сосудистую оболочку, сетчатку. В рамках данной модели выполнена серия расчетов, моделирующих процессы аккомодации и вращения глазного яблока в глазнице при различных физико-механических параметрах тканей глаза, определены факторы, оказывающие наибольшее влияние на аккомодационную способность. Выявлен диапазон свойств тканей, при котором возможны деформации хрусталика с несколькими точками изменения кривизны передней и задней поверхности, смещение центра хрусталика относительно центра роговицы, отклонение оптической оси, провисание зонулярных волокон. Проанализированы различные теории аккомодации и определен диапазон механических свойств, при которых та или иная теория наиболее достоверно описывает процесс аккомодации.

Ключевые слова: аккомодация, хрусталик, склера, цилиарная мышца, глазодвигательные мышцы, деформационная модель, численное моделирование.

ВВЕДЕНИЕ

Несмотря на то что в настоящее время накоплено огромное множество клинико-функциональных данных, относящихся к анатомии и физиологии органа зрения человека, общей биомеханической модели глаза до сих пор не создано. Существующие биомеханические модели описывают отдельные анатомо-оптические структуры глаза: хрусталик и цинновы связки, склеру, роговицу, глазодвигательные мышцы [2, 3, 8, 10, 21, 25]. Кроме того, ведутся активные исследования важнейшей зрительной функции – механизма аккомодации глаза путем построения механико-математических моделей, изолированно описывающих работу хрусталика и его мышечно-связочного аппарата [7, 8, 10, 21, 22, 25]. Однако такие модели, не учитывающие возможное влияние активных и пассивных структур глаза, не входящих в хрусталиковый комплекс, на его аккомодационную способность, не отражают все функциональные связи, которые присутствуют в реальности, и тем самым не достаточно адекватно описывают механизм аккомодации глаза как оптической установки для рассматривания объектов на разных расстояниях [1].

Единой общепринятой теории аккомодации до сих пор не существует, однако, несмотря на различие в подходах к описанию аппарата аккомодации, основными структурами, участвующими в этом процессе, считаются хрусталик, цинновы связки и цилиарная мышца. Ограниченность адекватных средств для прижизненного наблюдения и количественной оценки физиологии и патологии механизма аккомодации, в том числе для достоверного определения ее активных и пассивных участников, обуславливает актуальность и целесообразность биомеханического моделирования процесса аккомодации. Очевидно, адекватность такого описания будет зависеть от того, какие именно структуры глаза включать в рассмотрение и какие параметры и свойства этих структур использовать при моделировании механизма аккомодации. Вполне возможно, что при определенном наборе характеристик процесс аккомодации наиболее оптимально может быть описан одной теорией, а при другом наборе свойств и элементов более адекватно описывает аккомодацию другая теория. Для изучения аккомодационной способности глаза и определения пределов применимости различных теорий аккомодации авторами предложено применять метод вариации параметров, когда выполняются серии расчетов, использующих различные свойства глазных структур, которые при этом находятся в диапазонах, установленных морфологическими, физиологическими и клиническими исследованиями [1, 4, 6, 9, 13, 14, 18, 20, 23, 26].

Цель работы – построение 3D биомеханической модели человеческого глаза, моделирование в ее рамках процесса аккомодации, а также изучение влияния биомеханических свойств некоторых тканей глаза на его аккомодационную способность.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Биомеханическая модель человеческого глаза построена с использованием методов механики твердого деформируемого тела, гидростатики, геометрической оптики в проксимальном приближении, а также 3D компьютерного моделирования и верифицирована с помощью клинических данных.

Разработку общей модели и исследование на ее основе аккомодационной способности глаза можно условно представить в виде 3 этапов.

Первый этап – собственно построение модели: создание 3D конечно-элементной модели, определение диапазонов изменения физико-механических свойств тканей, определение связей оптических параметров глаза с механическими. Численное моделирование проводилось методом конечных элементов (ANSYS). Решалась 3D нелинейная задача с учетом жидкости, которая моделировалась в статической постановке, процессы перетекания между камерами глаза не рассматривались. В биомеханическую модель человеческого глаза (рис. 1) включены следующие элементы: содержимое хрусталика по слоям (в том числе ядро и капсула), цилиарное тело, цилиарная мышца, зонулярные волокна, радужка, лимб, роговица, склера, глазодвигательные мышцы (включая сухожилия), глазной нерв, стекловидное тело

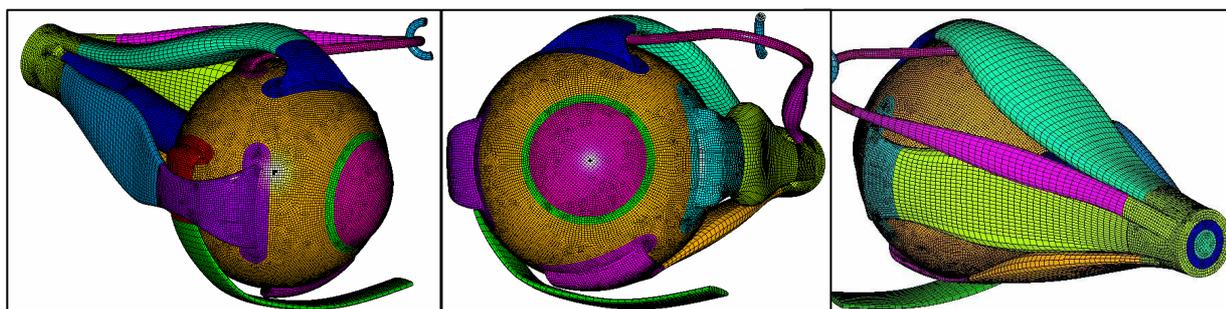


Рис. 1. Биомеханическая модель человеческого глаза

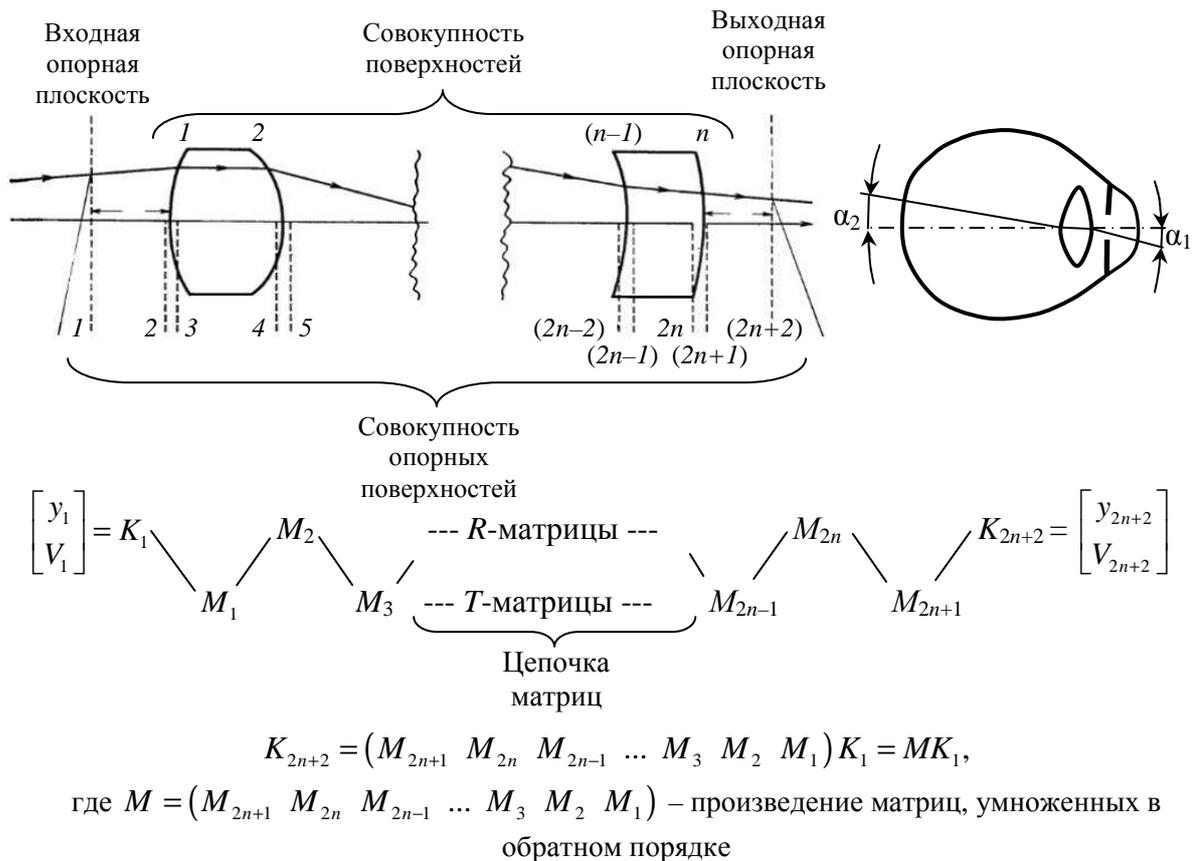


Рис. 2. Определение оптических параметров глаза согласно [5]

, сосудистая оболочка, сетчатка [11, 12]. Модель ограничена глазным яблоком и его содержимым, глазодвигательными мышцами и глазным нервом в области орбиты. Сила тяжести и воздействие мягкой орбитальной клетчатки не учитываются.

В качестве параметров, определяющих аккомодационную способность глаза, принимались значения объема аккомодации (разность между оптической силой глаза при установке вдаль и вблизи) и отклонение оптической оси. Объем аккомодации и отклонение оси (углы α_1 и α_2) определялись в рамках геометрической оптики по изменению радиусов кривизны хрусталика и роговицы, а также по смещению преломляющих поверхностей относительно друг друга [5, 15–17] (рис. 2).

За основу при моделировании процесса аккомодации принималась теория аккомодации Гельмгольца, но с учетом влияния не только цилиарной мышцы, хрусталика, ресничного пояса и сосудистой оболочки, но и других потенциально значимых для аккомодации структур глазного яблока: стекловидного тела, экстраокулярных мышц, склеры, роговицы, сетчатки и т.д.

Процесс аккомодации моделировался «как есть», то есть воздействие задавалось не в виде силы или перемещения, как это делается в большинстве работ, посвященных биомеханическим расчетам, например, в [10, 21, 25, 27, 29], а в виде сокращения мышечной ткани, когда одновременно изменяются ее размеры и податливость [3, 11, 13, 20].

При этом 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);

– перед началом счета 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.

Второй этап – верификация модели. На данном этапе выполнялись расчеты, моделирующие процесс аккомодации в норме, затем выполнялось сравнение с известными клиническими данными, полученными инструментальными методами (*Scheimpflug images*, ультразвуковая биомикроскопия, видеозапись) и с помощью визуальных наблюдений.

Третий этап – исследование влияния на аккомодационную способность физико-механических свойств тканей. Выполнялись серии расчетов, использующих различные свойства глазных структур в диапазонах, установленных морфологическими, физиологическими и клиническими исследованиями. В качестве варьируемых параметров рассматривались плотность коры и ядра хрусталика, наличие и размер ядра, механические свойства склеры, внутриглазное давление, а также тонус и сократительная способность цилиарной и глазодвигательных мышц.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Построена, по-видимому, наиболее полная на сегодняшний день биомеханическая модель глаза человека, предусматривающая геометрическое подобие – соответствие размеров, механическое подобие – соответствие физико-механических свойств и их распределений, физическое подобие – соответствие моделируемых алгоритмов реальной физиологии глаза. Модель построена в виде интерактивной среды, позволяющей гибко изменять геометрические соотношения, параметры материалов, моделирующих ткани, физико-механические свойства тканей и алгоритмы нагружения (рис. 3), что дает возможность выполнять расчеты в широком диапазоне состояний глаза – от нормальной физиологии в различных возрастах до моделирования всевозможных патологий.

В рамках построенной биомеханической модели глаза в результате расчетов получены зависимости объема аккомодации и геометрических параметров глаза (глубины передней камеры, длины стекловидного тела, отклонения оптической оси) от варьируемых факторов, а также определены предельные, с точки зрения механики деформируемого тела, механические свойства тканей хрусталика.

В качестве критериев выбраны минимум потенциальной энергии и максимум объема аккомодации, а также условие возможной потери формы с несколькими точками перегиба капсулы хрусталика. Эти критерии позволяют не только описать процесс аккомодации и определить, какими анатомо-механическими характеристиками должен обладать хрусталик и некоторые другие ткани глаза для достижения наилучшей аккомодационной способности, но и исключить из рассмотрения варианты, которые предусматривают использование заведомо большей энергии, а значит, и развиваемой мышцами силы, чем могут в реальном глазу обладать цилиарная и глазодвигательные мышцы.

Верификация модели осуществлена на основе анализа изменения геометрических параметров глаза в норме. Выполнен сравнительный анализ изменения формы хрусталика и других структур глаза при аккомодации, полученной на расчетной модели, и аккомодации, зафиксированной инструментальными и визуальными методами. Сравнение показало хорошее согласование клинических данных и результатов расчетов как по количественному совпадению расчетных и наблюдаемых величин, так и по качественному описанию эффектов, сопровождающих аккомодацию, таких как провисание волокон и смещение роговицы, а также смещение центра хрусталика относительно центра роговицы.

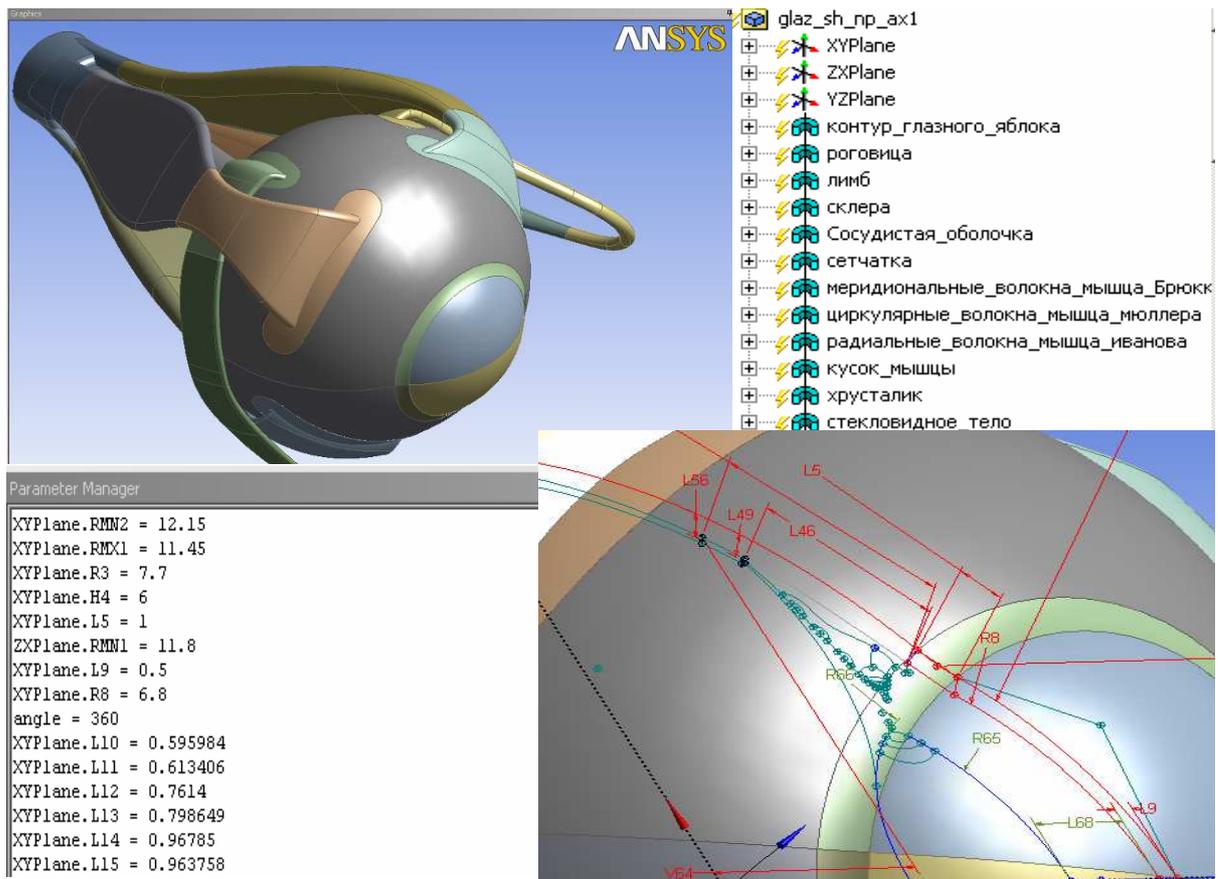


Рис. 3. Изменение параметров модели в ANSYS

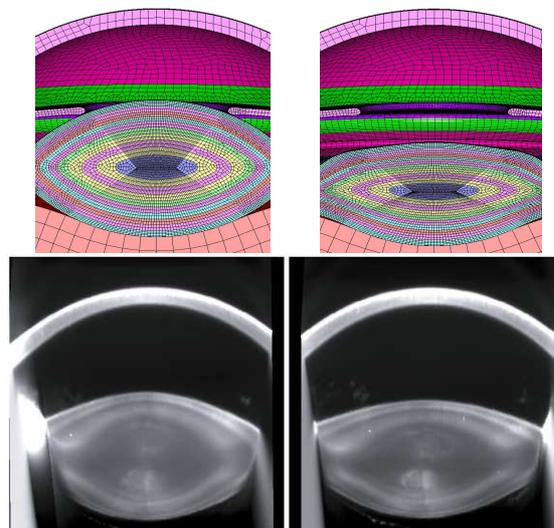


Рис. 4. Сравнение модели и *Scheimpflug images* формы хрусталика при аккомодации

На рис. 4 представлено сравнение *Scheimpflug images* и результатов расчета, показавшее идентичное изменение радиусов кривизны, толщины хрусталика и глубины передней камеры при аккомодации.

Согласно модели, при сокращении цилиарной мышцы происходит также небольшое (до 0,03 мм) смещение роговицы. Эти расчетные данные (рис. 5) совпадают с результатами клинического изучения изменения кривизны и рефракции роговицы эметропического глаза при аккомодации [30].

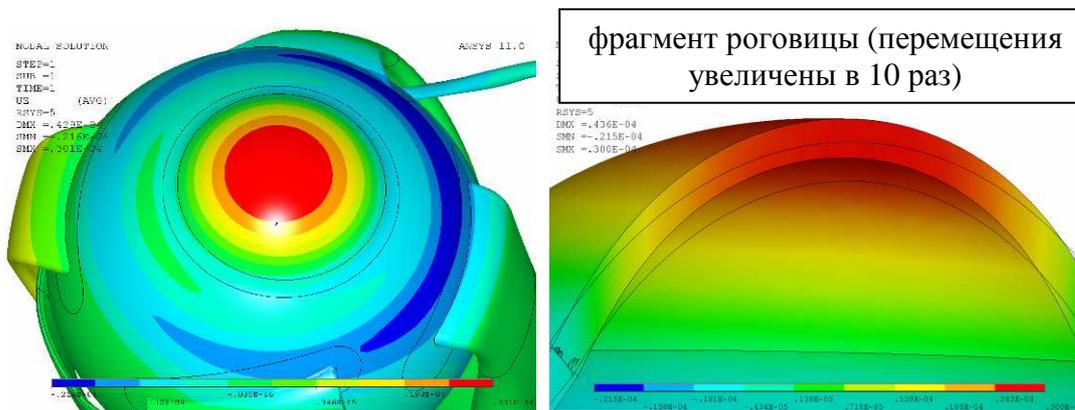


Рис. 5. Перемещения наружных оболочек глаза (роговицы и склеры) при аккомодации

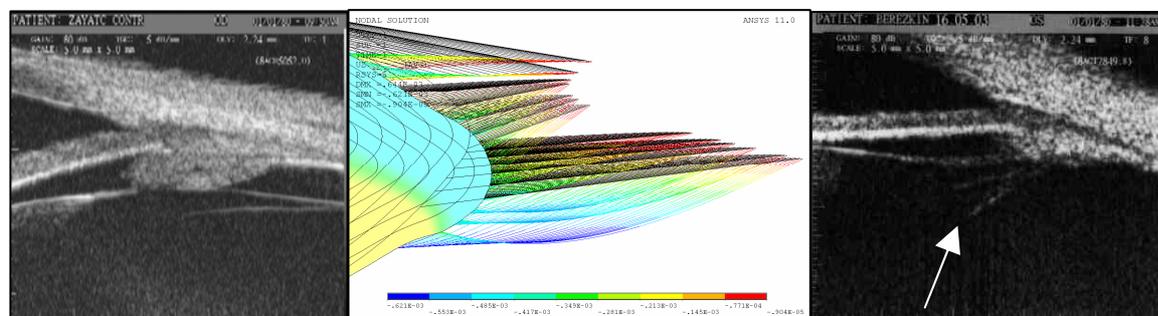


Рис. 6. Ход волокон связочного аппарата хрусталика в зоналярном пространстве у молодых лиц (пациент З., 21 г., слева) и при пресбиопии (пациент Б., 61 г., справа) [16], расчетное положение волокон (в центре)

Моделирование работы экстраокулярных мышц показало, что при их сокращении происходит смещение центра хрусталика относительно центра роговицы. Последним обстоятельством может объясняться то, что во время саккадических движений глаз зрительное восприятие снижено или отсутствует [1]. 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 [24].

Расчеты также показывают, что при максимальном напряжении аккомодации и при достаточно жестком хрусталике может наблюдаться провисание некоторых порций волокон (рис. 6), что согласуется с результатами ультразвуковой биомикроскопии [19].

Исследование влияния на аккомодацию физико-механических свойств тканей выполнялось последовательным расчетом оптической силы глаза при различных комбинациях параметров, всего было выполнено около пятисот расчетов. Результаты подтвердили принятое в офтальмологии представление о наибольшем влиянии на аккомодацию состояния хрусталика, связочного аппарата и цилиарной мышцы.

Как механический объект, хрусталик представляет собой твердое тело со слоистым строением – содержимое хрусталика, помещенное в тонкую капсулу переменной толщины со значительно более высоким модулем упругости, чем содержимое. При этом в содержимом хрусталика анатомически выделяют две области: ядро – центральную часть хрусталика и кору – ткани, находящиеся между ядром и капсулой. Согласно современным представлениям о строении хрусталика [4, 9],

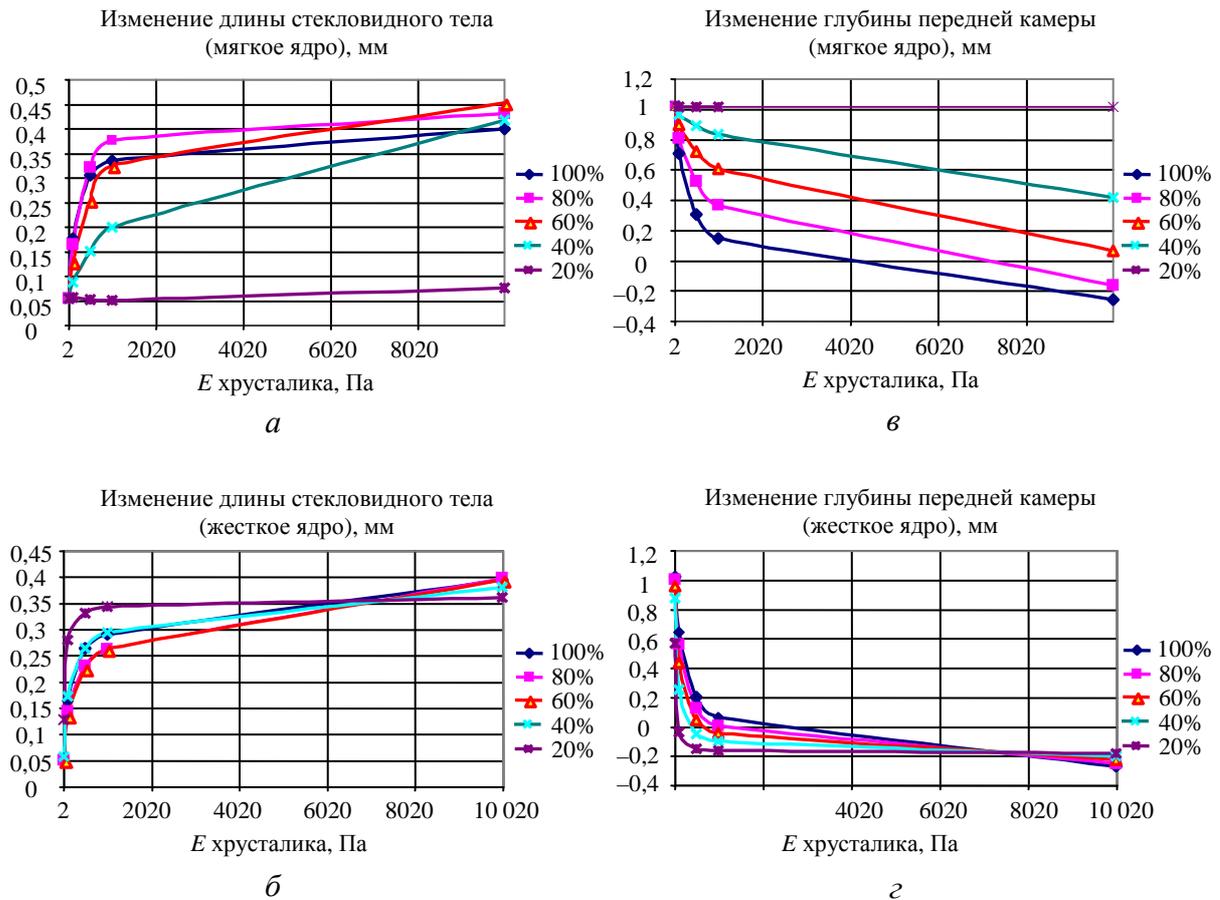


Рис. 7. Изменение глубины передней камеры глаза (в, г) и длины стекловидного тела (а, б) в зависимости от размера ядра в % от общего объема хрусталика и жесткости содержимого при фиксированной силе цилиарной мышцы

в норме ткани коры имеют большую жесткость, чем ядро (хрусталик с мягким ядром), а при некоторых патологических процессах или при старении [4] ядро уплотняется и его ткани могут оказаться более жесткими, чем ткани коры (хрусталик с жестким ядром). На рис. 7 и 8 представлены зависимости изменения глубины передней камеры глаза и стекловидного тела, а также объема аккомодации от жесткости содержимого хрусталика и размера ядра в процентах от общего объема.

Полученные данные показывают, что в зависимости от соотношения жесткостей коры хрусталика, капсулы и ядра не только изменяется объем аккомодации, но и качественно меняется ее механизм. В зависимости от соотношения жесткостей ядра и коры хрусталика возможны два различных механизма аккомодации:

1. Жесткость коры больше жесткости ядра – классическая аккомодация по Гельмгольцу (без потери формы хрусталика): сокращение цилиарной мышцы – аккомодация вблизи.

2. Жесткость коры меньше жесткости ядра – аккомодация по *R. Schachar* [21, 28, 29]: сокращение цилиарной мышцы – аккомодация вдаль, когда хрусталик теряет форму и поверхность как передней, так и задней капсулы имеет две точки перегиба (см. рис. 8).

При этом единственным диагностическим критерием, позволяющим различить эти два вида аккомодации, является форма передней поверхности хрусталика, так как изменение глубины передней камеры находится в одинаковом диапазоне величин при аккомодации как по Гельмгольцу, так и по *R. Schachar*.

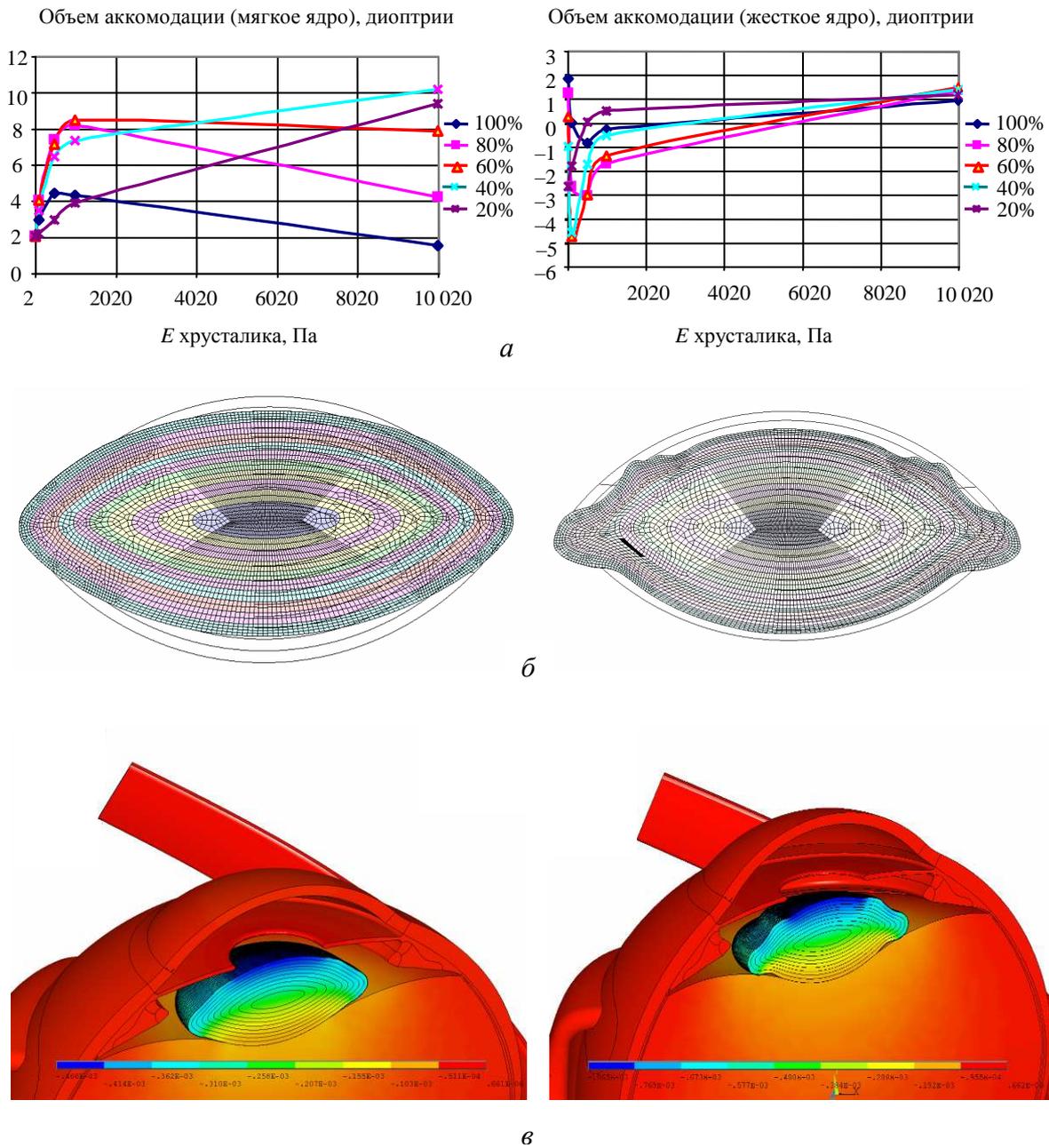


Рис. 8. Объем аккомодации (а) и форма хрусталика (б, в) в зависимости от размера ядра в % от общего объема хрусталика и жесткости содержимого при фиксированной силе цилиарной мышцы

Анализ выявленных нами закономерностей также показал, что при увеличении общей жесткости хрусталика и компенсаторном увеличении силы цилиарной мышцы аккомодационная способность сохраняется, но с ростом жесткости происходит перераспределение усилий в системе «цилиарная мышца – зонулярные волокна – хрусталик». Хрусталик, несмотря на рост усилия, развиваемого мышцей, деформируется в меньшей степени (слабее изменяет радиусы кривизны и толщину), но при этом все более растягиваются зонулярные волокна. Если модуль упругости ядра и коры становится выше $E = 8000$ Па, жесткость хрусталика оказывается больше жесткости цилиарных волокон и деформируются только последние, в этом случае аккомодация полностью отсутствует.

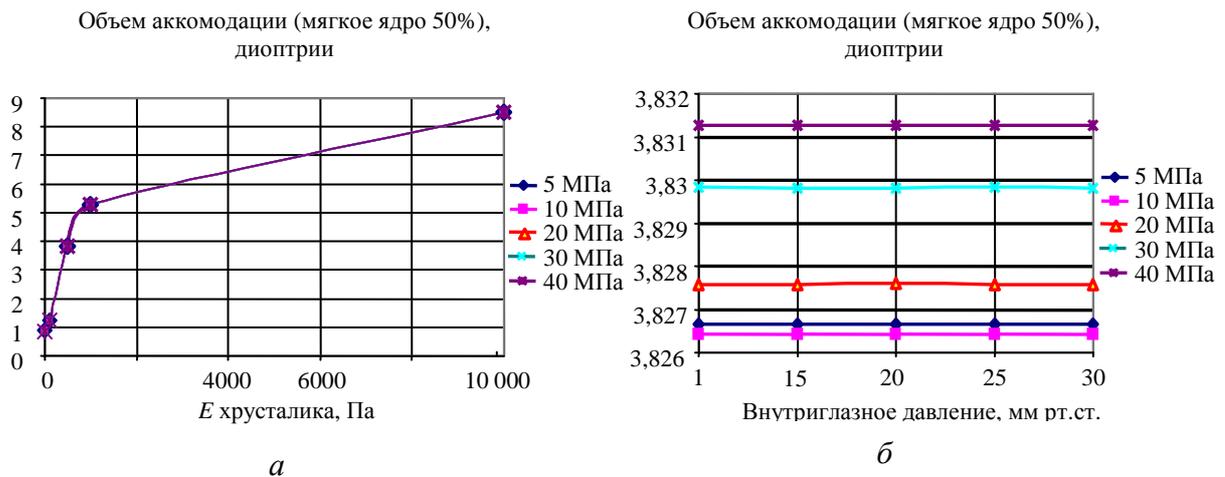


Рис. 9. Изменение объема аккомодации: *а* – при различных значениях модуля упругости хрусталика и склеры (в диапазоне от 5 до 40 МПа), *б* – при различных значениях внутриглазного давления и модуля упругости склеры (в диапазоне от 5 до 40 МПа)

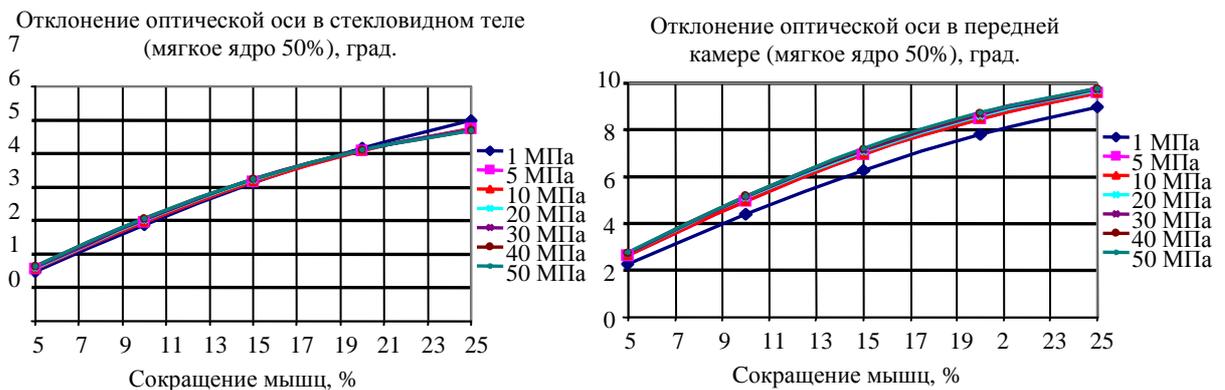


Рис. 10. Отклонение оптической оси при повороте глазного яблока

Как следует из разработанной общей деформационной модели глаза, еще одним фактором, определяющим поведение глаза при аккомодации, является жесткость склеры, а также работа глазодвигательных мышц и внутриглазное давление. Расчеты показывают, что при сокращении только цилиарной мышцы жесткость нормальной склеры практически не сказывается на объеме аккомодации (рис. 9). При изменении модуля упругости склеры в диапазоне от 5 до 40 МПа [6] и внутриглазного давления от 10 до 30 мм рт. ст. объем аккомодации практически не изменяется: хотя цилиарная мышца и оказывает воздействие на склеру, но ее наружная поверхность может смещаться не более чем на 0,02 мм (см. рис. 5). Можно предположить однако, что при нарушении упруго-вязких свойств склеры (например при прогрессирующей миопии) даже такая небольшая ее деформация может стать частично необратимой и привести к постепенному изменению формы корнеосклеральной капсулы глаза.

Изучение роли глазодвигательных мышц в механизме аккомодации и в изменении аккомодационной способности глаза показывает, что существенное воздействие на объем аккомодации может оказать их избыточный тонус или рассогласованное сокращение, когда экстраокулярные мышцы не только поворачивают глазное яблоко целиком как твердое тело, но и неравномерно сжимают его. Расчеты показывают, что подобное воздействие мышц приводит к неравномерному изменению формы глазного яблока и к незначительному увеличению длины его оптической оси в

переднезаднем направлении, что объясняется несимметричным креплением глазодвигательных мышц к склере, и неравномерным (по распределению физико-механических свойств) строением склеры, и увеличением жесткости склеры в местах крепления сухожилий. Увеличение переднезадней оси (ПЗО) тем больше, чем более податлива склера и чем больше рассогласованность сокращений экстраокулярных мышц, но в расчетах не удалось получить значения удлинения ПЗО глаза более 0,5 мм. Необходимо отметить, что расчеты, выполненные при различных комбинациях сокращения экстраокулярных мышц относительно их расслабленного состояния, показывают только увеличение ПЗО глаза, ни в каком случае не получено ее укорочение. При согласованной работе экстраокулярных мышц [1, 25] изменение ПЗО не превышает 0,02 мм. Тем не менее, несмотря на практически отсутствующее влияние на величину ПЗО в норме, повороты глаза (т.е. сокращения глазодвигательных мышц) в значительной степени влияют на отклонение оптической оси (рис. 10) при сочетании аккомодации и поворота глаза или просто при повороте, что может приводить к возникновению астигматизма.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Построена биомеханическая модель глаза человека, предусматривающая геометрическое подобие – соответствие размеров, механическое подобие – соответствие физико-механических свойств и их распределений, физическое подобие – соответствие моделируемых алгоритмов реальной физиологии глаза. Численная реализация биомеханической модели глаза на основе метода конечных элементов позволяет оценить напряженно-деформированное состояние структур глаза при различных сочетаниях физико-механических, геометрических и функциональных параметров. Проведенные расчеты показали, что на объем аккомодации и величину затраченной энергии влияют следующие основные факторы: величина силы, создаваемой активным сокращением цилиарной мышцы, механические свойства (жесткость) содержимого хрусталика, соотношения жесткостей капсулы и коры и коры и ядра хрусталика, а также биомеханические свойства склеры и сокращение экстраокулярных мышц. Существующие теории аккомодации (Гельмгольца, Гульстранда, Светловой–Кошица, Пфлюка–Чернинга, Шахара и т.д.), связанные с изменением кривизны хрусталика, в той или иной степени подтверждаются численным моделированием на разработанной модели, а насколько точно каждая из теорий описывает аккомодацию в каждом конкретном случае, в первую очередь, зависит от состояния хрусталика и его мышечно-связочного аппарата. Теория аккомодации Бейтса не подтверждается в положении, утверждающем, что на объем аккомодации влияют глазодвигательные мышцы. Однако сокращение глазодвигательных мышц может приводить к изменению положения оптической оси и вследствие этого вызывать появление астигматизма.

Жесткость склеры в норме практически не влияет на величину объема аккомодации и незначительно влияет на величину возможных аберраций, связанных с отклонением оптической оси. С падением жесткости склеры увеличение длины переднезадней оси при аккомодации несколько возрастает. Изменение внутриглазного давления в норме не влияет на величину объема аккомодации, длину переднезадней оси глаза и величину отклонения оптической оси. Величина отклонения оптической оси пропорциональна углу поворота глазного яблока, при этом длина переднезадней оси при согласованной работе экстраокулярных мышц остается практически постоянной при любом угле поворота глаза.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аветисов Э.С. Содружественное косоглазие. – М.: Медицина, 1988. – С. 14–29.
2. Бауэр С.М., Воронкова Е.Б., Типясов А.С. Оценка влияния формы роговицы и склеры на показатели внутриглазного давления // Биомеханика глаза 2009: сб. тр. конф. – М., 2009. – С. 94–97.
3. Бегун П.И., Шукейло Ю.А. Моделирование в биомеханике. – СПб.: Политехника, 2000. – 392 с.
4. Веселовская З.Ф. Катаракта. – Киев: Книга плюс, 2002. – С. 24–62.
5. Джеррард А., Берч Дж. М. Введение в матричную оптику. – М.: Мир, 1978. – 337 с.
6. Иомдина Е.Н. Биомеханика склеральной оболочки глаза при миопии: диагностика нарушений и их экспериментальная коррекция: автореф. дис. ... д-ра биол. наук. – М., 2000. – 48 с.
7. Исполова Е.А., Смольников Б.А., Светлова О.В., Кошиц И.Н. Статический анализ процесса аккомодации хрусталика // Биомеханика глаза 2004: тр. межрегионального семинара. – М., 2004. – С. 15–19.
8. Котляр К.Е. Разработка и анализ математических моделей независимого и связанного функционирования дренажной и аккомодационной регуляторных систем человеческого глаза: дис. ... канд. техн. наук. – СПб., 1998. – 182 с.
9. Мальцев Э.В. Хрусталик. – М.: Медицина, 1988. – С. 15–36.
10. Пересыпкин В.П., Золотарев А.В., Пересыпкин К.В., Иванова Е.А., Карлова Е.В. Исследование механизма аккомодации глаза человека методом конечных элементов // Биомеханика глаза 2009: сб. тр. конф. – М., 2009. – С. 12–18.
11. Полоз М.В., Иомдина Е.Н. Основные принципы построения деформационной биомеханической модели человеческого глаза // Российский общенациональный офтальмологический форум: сб. тр. науч.-практ. конф. с междунар. участием. – М., 2008. – С. 572–577.
12. Полоз М.В., Иомдина Е.Н., Спирочкин Ю.К. Численное моделирование оптико-механических процессов аккомодации // Рефракционные и глазодвигательные нарушения: сб. науч.-практ. конф. с междунар. участием, посв. памяти проф. Э.С. Аветисова. – М., 2007. – С. 227–229.
13. Ревин В.В., Максимов Г.В., Кольс О.Р. Биофизика. – Саранск: Изд-во Мордовского ун-та, 2002. – 156 с.
14. Роев И.В., Йокочи Ч., Лютьен-Дреколл Э. Большой атлас по анатомии. – М.: ВНЕШСИГМА, 1997. – 474 с.
15. Русинов М.М. Вычислительная оптика. – Л.: Машиностроение, 1984. – 424 с.
16. Сивухин Д.В. Общий курс физики: в 5 т. Т. 4: Оптика. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2005. – 752 с.
17. Слюсарев Г.Г. Расчет оптических систем. – Л.: Машиностроение, 1975. – 639 с.
18. Сомов Е.Е. Клиническая анатомия органа зрения человека. – М.: МЕДпресс-информ, 2005. – 135 с.
19. Стрехов В.В., Минеева Л.А., Бузыкин М.А. К вопросу о биомеханизме инволюционных изменений аккомодации глаза человека // Биомеханика глаза 2007: сб. тр. конф. – М., 2007. – С. 49–54.
20. Физиология человека: пер. с англ. Т.1. / под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. – М.: Мир, 1996. – С. 71–87.
21. Abolmaami A., Schachar R.A., Le T. Sensitivity study of human crystalline lens accommodation // Computer Methods and Programs in Biomedicine. – 2007. – Vol. 85 (1). – P. 77–90.
22. Cirovic S., Bholra R.M., Hose D.R., Howard I.C., Lawford P.V., Marr J.E., Parsons M.A. Computer modelling study of the mechanism of optic nerve injury in blunt trauma // Br. J. Ophthalmol. – 2006. – Vol. 90. – P. 778–783.
23. Gray's Anatomy 39th edition / editor-in-chief Standring Susan. – Edinburgh: ELSEVIER, Churchill livestone, 2008. – 2504 p.
24. Helmholtz H.V. Über die accommodation des auges (Accommodation of the eye) // Albrecht von Graefe's Arch. Ophthalmol. – 1855. – Vol. 1. – P. 1–89.
25. 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.
26. Kahle W. Color atlas of human anatomy. Vol. 3: Nerves. – New York: Thieme inc., 2003. – 406 p.
27. Ljubimova D. Numerical modeling of the human eye accommodation: PhD Thesis. – Stockholm: Royal Institute of Technology, 2005. – 92 p.
28. Schachar R.A. Pathophysiology of accommodation and presbyopia. Understanding the clinical implications // J. Florida Medical Assos. – 1994. – Vol. 81. – P. 268–271.
29. Schachar R.A. Cause and treatment of presbyopia with a method for increasing the amplitude of accommodation // Ann. Ophthalmol. – 1994. – Vol. 24. – P. 7445–7452.
30. Strobel J., Muller M. Behavior of the central cornea during accommodation of the eye // Current aspects of human accommodation. – 2 ed. / ed. R.Guthoff, K.Ludwig. – Kaden Verlag, 2003. – P. 95–103.

BIOMECHANICAL MODEL OF THE HUMAN EYE AS A BASIS FOR STUDYING ITS ACCOMMODATION ABILITY

E.N. Iomdina, M.V. Poloz (Moscow, Russia)

A biomechanical model of the eye has been developed. Its basic elements include the cornea, the sclera, the limbus, oculomotor muscles (including the eyestring), crystalline lens contents (layer by layer), including the nucleus and the capsule, the ciliary body, the ciliary muscle, the zonular fibres, the iris, the optic nerve, the vitreous body, the choroid, and the retina. The model has been used to make a number of calculations that account for the processes of lens accommodation and rotation of the eyeball in the eye socket for different physical and mechanical parameters of eye tissues. The factors that have the most impact on the accommodation ability of the eye have been identified. The range of tissue properties is determined for which different changes may occur, including lens deformations with several curvature variation points in the front and rear surfaces of the capsules, a displacement of the lens centre with regard to the corneal centre, a shift of the optical axis, and sagging of the zonular fibers. A number of theories of accommodation have been studied in order to determine the span of mechanical properties for which a particular theory offers the most adequate approximation of the accommodation process.

Key words: accommodation, crystalline lens, sclera, ciliary body, oculomotor muscles, biomechanical model, numerical modelling.

Получено 16 июня 2010