

УДК: 617.713-007.24.001.57

Результаты моделирования напряженно-деформированного состояния роговицы глаза с использованием системы инженерного анализа ANSYS

М. Л. Кочина, В. Г. Калиманов

Харьковский национальный университет радиоэлектроники, Украина

Харьковский национальный медицинский университет, Украина

Резюме

Представлены результаты использования системы инженерного анализа ANSYS для моделирования напряженно-деформированного состояния роговицы глаза в норме и при различных вариантах структурной, структурно-функциональной и функциональной патологии экстраокулярных мышц. Показано хорошее совпадение расчетных и экспериментальных интерференционных картин роговицы глаза, что позволяет использовать расчетные изохромы в качестве эталонов при диагностике поражений экстраокулярных мышц.

Ключевые слова: напряженно-деформированное состояние, роговица, интерференционные картины, изохрома, система ANSYS.

Клин. информат. и Телемед.

2009. Т.5. Вып.6. с.26–30

Введение

Термином «косоглазие» объединяют различные по происхождению и топике поражения зрительной и глазодвигательной систем, вызывающие периодическое или постоянное отклонение зрительной оси одного из глаз от точки фиксации [1, 2]. Причин косоглазия установлено большое количество, от аномалий рефракции до грубых поражений ЦНС [1, 3]. Нас, прежде всего, интересовало косоглазие, которое обусловлено различными видами патологии глазодвигательных (экстраокулярных) мышц (ЭОМ). Для исследования состояния ЭОМ нами был использован поляризационно-оптический метод, позволяющий визуализировать распределение внутренних напряжений в роговице глаза [4]. Роговица живого глаза оптически анизотропна, что обусловлено ее составом, строением и приложенными к ней усилиями со стороны ЭОМ и внутриглазного давления [5]. Поляризационно-оптический метод является наиболее информативным при структурной и структурно-функциональной патологии ЭОМ, которая проявляется изменением формы интерференционных (ИФ) картин, наблюдаемых на роговице глаза в поляризованном свете [4, 6].

В настоящее время диагностика поражений ЭОМ при косоглазии представляет значительную сложность. Большинство существующих методов является субъективными и основаны либо на личном контакте врача с паци-

ентом, либо на интуиции и практических навыках врача [1]. Метод ультразвуковой диагностики состояния ЭОМ, получивший значительное развитие в последние годы, не дает информации о структурных нарушениях в виде смещения места прикрепления мышц в разных направлениях и больше используется для определения состояния самих мышц, их геометрических параметров (ширина, толщина), например, для задач эндокринологии [7, 8]. Использование поляризационно-оптического метода позволяет объективизировать и документировать исследования, выявить патологию ЭОМ и определить пути ее устранения.

Целью работы явилось моделирование ИФ картин роговицы глаз при разных видах структурных и структурно-функциональных нарушений ЭОМ с использованием системы инженерного анализа ANSYS.

Материалы и методы

Упрощенная схема процесса диагностики патологии ЭОМ с использованием поляризационно-оптического метода представлен на рис.1.

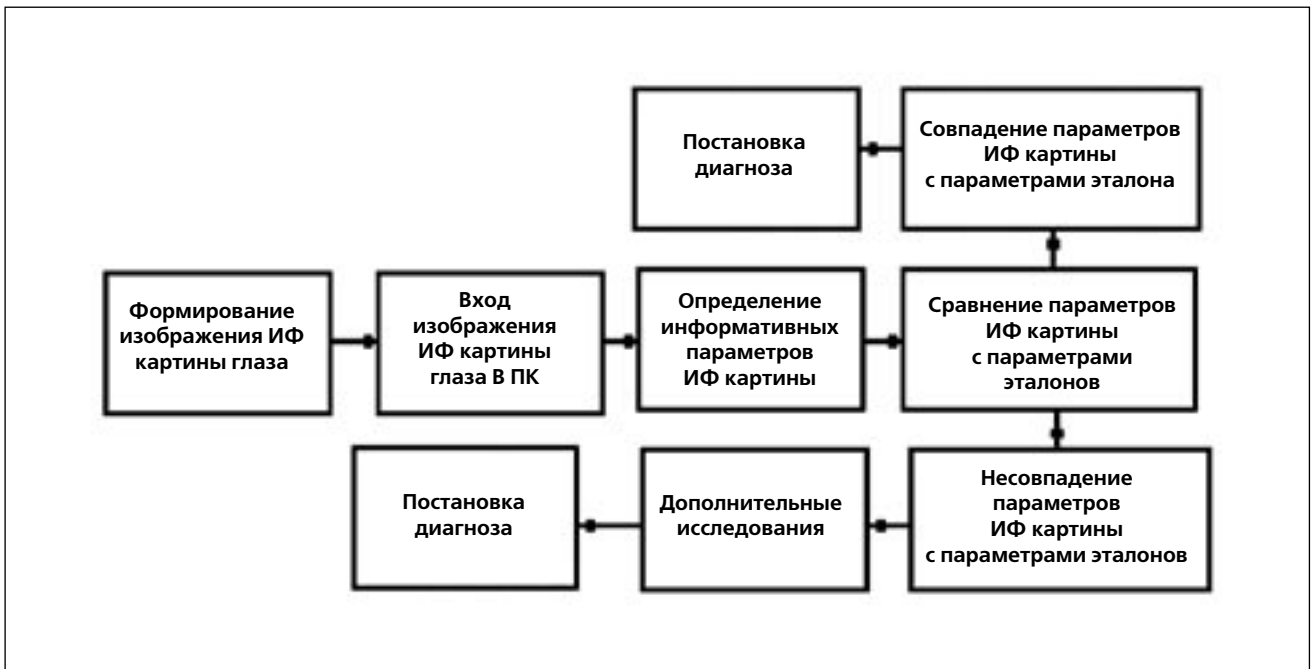


Рис. 1. Схема диагностики патологии ЭОМ.

Первые три этапа диагностического процесса, представленного на рис. 1, реализуются с использованием современной техники (ПЗС камера, ПК) и соответствующих программ [9]. Достаточно сложной задачей является определение параметров ИФ картин при различном структурном, функциональном и структурно-функциональном состоянии ЭОМ, которые могут служить эталонами для диагностики. Для этих целей необходимо создание базы данных параметров ИФ картин для различных вариантов патологии ЭОМ. Создание такой базы связано с необходимостью хирургического вмешательства, позволяющего выявить характер структурной или структурно-функциональной патологии ЭОМ (гипер- или гипотрофию одной или нескольких ЭОМ, приводящую к изменению величины их усилий, смещение места прикрепления сухожилий ЭОМ к склере вдоль линии действия или в сторону от линии действия мышцы). Таким образом, моделирование напряженно-деформированного состояния глаза и построение расчетных ИФ картин позволит решить задачу создания базы данных эталонов, поскольку экспериментальное определение их для целого ряда состояний ЭОМ затруднено. С другой стороны, существует сложность получения статистически достоверной информации о состоянии ЭОМ для всех случаев их структурных, функциональных и структурно-функциональных нарушений, что обусловлено большой

вариабельностью патологии. Поэтому, для успешного проведения диагностического процесса в память ПК вводятся параметры эталонов ИФ картин, которые были рассчитаны и построены для различных случаев структурных и структурно-функциональных нарушений ЭОМ.

Для моделирования напряженно-деформированного состояния роговицы и построения расчетных ИФ картин нами были использованы два подхода. В первом случае расчеты были проведены с помощью асимптотической модели на основании теории тонких оболочек [10–15]. Данный подход позволил определить конфигурацию линий равных напряжений (изохром) в роговице и построить их. Однако, поскольку для расчетов использовались асимптотические формулы, то не были получены реальные значения напряжений в каждой точке роговицы, что ограничивало область применения полученных результатов.

Более перспективным для построения эталонов ИФ картин явился подход с использованием системы инженерного анализа ANSYS [16–19]. При этом подходе нами были получены реальные значения напряжений в каждой точке роговицы и построены изохромы, соответствующие по форме и месту расположения экспериментальным. Это обеспечено использованием для расчетов показателей, характеризующих, как геометрические параметры рого-

вицы, так и ее механические свойства. Все использованные показатели были получены экспериментально. При проведении расчетов было учтено реальное место прикрепления каждой из четырех ЭОМ к склере в норме [1], модуль Юнга роговицы ($E = 2,0 \times 10^6$ Па) и коэффициент Пуассона (0,45) были определены на большом количестве экспериментального материала [20].

В первом варианте расчета сила действия каждой ЭОМ была принята 0,4 Н [5]. Во втором варианте расчета сила действия каждой из 4-х мышц увеличивалась с шагом 0,1 Н от 0,4 Н до 0,7 Н (т.е. принимала значения 0,5 Н; 0,6 Н; 0,7 Н) при сохранении значений усилий остальных мышц. Такой расчет был проведен для каждой из четырех мышц и на его основании построены изохромы для всех клинически возможных вариантов функциональной патологии ЭОМ. В третьем варианте расчета построены изохромы при условии смещения поочередно каждой из 4-х ЭОМ (при сохранении места расположения остальных) на 1, 2, 3, 4, 5 мм вдоль линии действия мышцы (в сторону роговицы и в сторону лимба). В четвертом варианте расчета были построены изохромы для случаев смещения поочередно каждой из 4-х мышц (при сохранении места расположения остальных) на 1,1; 2,2; 3,3; 4,4; 5,5 мм в сторону от линии действия (вверх и вниз — для горизонтальных мышц, вправо и влево — для вертикальных).

Результаты и их обсуждение

Алгоритм расчета распределения напряжений в роговице глаза и построение ИФ картин включает в себя:

1. Создание расчётной схемы глаза.
2. Создание компьютерной модели поверхностей роговицы и оболочки глаза.
3. Задание свойств материала для роговицы и оболочки глаза.
4. Задание реальных констант для поверхностей роговицы и глаза.
5. Разбиение на конечные элементы роговицы и оболочки глаза.
6. Наложение граничных условий, т.е. закрепление глаза.
7. Приложение сил, действующих на оболочку глаза.
8. Расчёт вариантов поставленной задачи.
9. Вывод изображений расчетных ИФ картин на электронный и бумажный носитель.

Перед созданием компьютерной модели поверхности глаза необходимо создать схему для расчета напряженно-деформированного состояния глаза (рис. 2). Ввиду того, что жёстко закреплённая часть оболочки глаза при расчёте принимается неподвижной, её не моделировали, а глаз был закреплён по окружности, расположенной на расстоянии 2 мм от центральной вертикальной оси (вертикальная пунктирная линия).

Для моделирования распределения напряжений в роговице необходимо было учесть разные начальные положения ЭОМ относительно лимба. Для этого поверхность оболочки глаза была рассечена плоскостями, параллельными экватору и проходящими через точки начального положения мышц. Это дало возможность смещать точки приложения сил в круговом направлении. Для обеспечения перемещения точек приложения сил в сторону роговицы и от неё поверхность оболочки глаза была рассечена горизонтальной и вертикальной плоскостями симметрии. Полученная таким образом поверхность представлена на рис. 3.

Роговица и оболочка глаза моделировались конечными элементами SHELL 181. С помощью реальных констант была задана толщина оболочки глаза и роговицы. Для оболочки глаза толщина принималась постоянной и равной 1 мм, а для роговицы — переменной от 0,4 мм по центру до 1 мм по периферии [20]. На рис. 4 представлена схема роговицы переменной толщины. Для задания переменной толщины роговицы

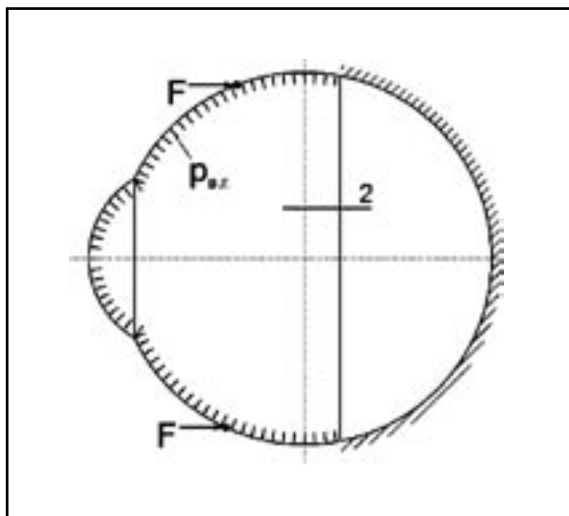


Рис. 2. Схема глаза для расчетов ($P_{в.г.}$ — внутриглазное давление, F — усилия ЭОМ).

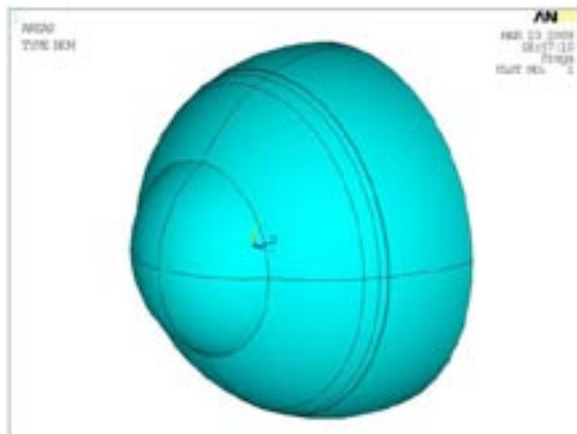


Рис. 3. Геометрическая модель оболочки глаза



Рис. 4. Схема роговицы глаза переменной толщины. O — центр средней поверхности роговицы, t — толщина роговицы.

был определен закон ее изменения в зависимости от угла α .

В соответствии с исходными данными была выведена формула:

$$t = 7,8 - \left(37,495 + 2,72 \cdot \cos^2\alpha + 14,545 \sqrt{0,0036 \cdot \cos^2\alpha + 0,965 \cdot \cos^2\alpha} \right)^{1/2}$$

Оболочка глаза разбивалась на конечные элементы таким образом, чтобы обеспечить возможность перемещать точки приложения ЭОМ к роговице и от нее на 1 мм, а в круговом направлении на 1,1 мм. Исходя из этого, длина конечных элементов в продольных плоскостях составила 0,1 мм, а в поперечных сечениях она варьировалась в пределах, обеспечивающих круговое смещение на 1,1 мм (около 0,22 мм в зависимости от линии смещения силы). Конечно-элементная модель глаза представлена рис. 5.

Изнутри на оболочку глаза и роговицу действует внутриглазное давление принятое равным 20 мм рт. ст., что составляет 0,00267 МПа (нормальное внутриглазное давление).

После проведения моделирования четырех вариантов изменения ЭОМ были рассчитаны эквивалентные напряжения в роговице глаза и построены соответствующие изохромы. На рис. 6 представлены расчетная и экспериментальная ИФ картина роговицы глаза при нормальном структурно-функциональном состоянии ЭОМ. Очевидно хорошее совпадение формы полученных расчетных и экспериментальных изохром (линий равных напряжений, имеющих одинаковую окраску).

На рис. 7 представлены расчетные и экспериментальные изохромы для случая смещения места прикрепления сухожилия верхней прямой мышцы к склере в сторону виска. И в данном случае имеется совпадение формы расчетных и экспериментальных изохром.

С использованием описанного подхода было рассчитано и построено более 100 изображений ИФ картин, хорошо соответствующих экспериментальным, полученным при исследовании лиц с различными видами косоглазия. Использование системы инженерного анализа ANSYS позволяет провести моделирование любых вариантов структурных, структурно-функциональных и функциональных нарушений ЭОМ и разработать оптимальные пути хирургических вмешательств при разных видах косоглазия. В данной работе нами представлены результаты расчетов функциональных и структурных нарушений ЭОМ, однако метод может быть использован для всех возможных комбинаций структурно-функциональных нарушений, когда наряду со смещением точки приложения усилия мышцы от нормального положения, может наблю-

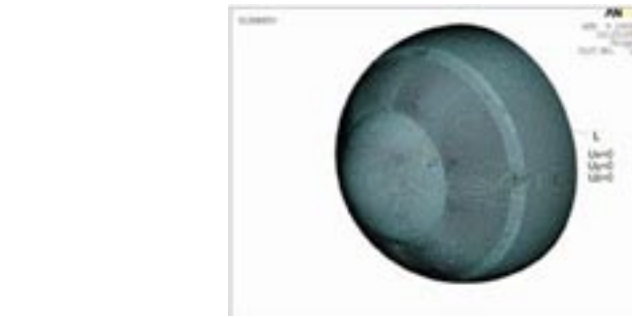
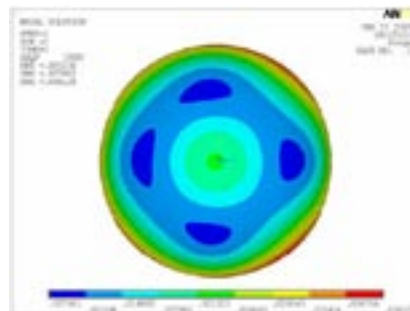


Рис. 5. Конечно-элементная модель глаза.

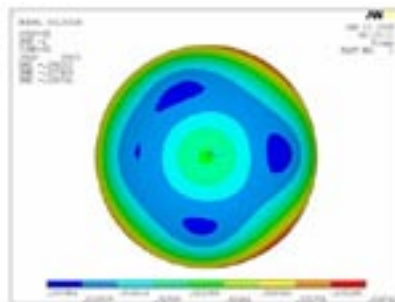


(а)

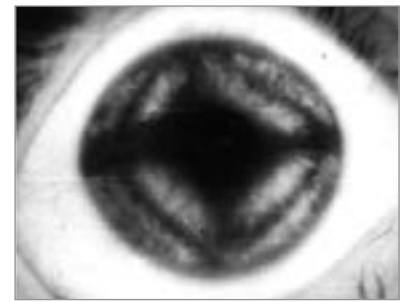


(б)

Рис. 6. Расчетная (а) и экспериментальная (б) интерференционные картины в норме.



(а)



(б)

Рис. 7. Расчетная (а) и экспериментальная (б) интерференционные картины при смещении верхней прямой мышцы на 4,4 мм в сторону виска от вертикального меридиана.

даться ее гипер- или гипопункция, либо имеет место одновременное смещение нескольких прямых ЭОМ с изменением величины их усилий.

Выводы

1. Использование конечно-элементной модели глаза позволяет провести расчет и построить ИФ картины глаз

при различных видах структурных и структурно-функциональных нарушений ЭОМ, хорошо согласующиеся по форме с экспериментальными.

2. Расчет значений напряжений во всех точках роговицы глаза позволяет получить новую информацию об ее биомеханических свойствах и с этих позиций промоделировать и разработать новые виды хирургических вмешательств при косоглазии.

Литература

1. Аветисов Э. С. Содружественное косоглазие. – М.: Медицина, 1977. – 312с.
2. Научно-практический анализ результатов хирургического этапа лечения детей с врожденным косоглазием /Е. И. Ковалевский, М. Р. Гусева, М. И. Грязнов, А. А. Холмский//Офтальмологический журнал. – 1979. – №5. – С. 272–275.
3. Патология глазодвигательного аппарата. На сайте: dalnozorkost.ru/to_doctors/library/patol-glazodvig.html
4. Пеньков М. А., Кочина М. Л. Интерференционный метод в диагностике косоглазия // Офтальмологический журнал. – 1979. – №8. – С. 497–498.
5. Кочина М. Л. Структурно-функциональная организация приставочных процессов у зрелой системе до навантажения различного вида: автореф. дис... д.б.н. / М. Л. Кочина. – Киев, 1996. – 32 с.
6. Босенко Т. О. Диагностика асимметрии зрительных м'язів ока у поляризованому світлі при різних видах співдружньої косоокості: автореф. дис... к. мед. н. – Одеса, 1994. – 16 с.
7. Киселева Т. Н., Кравчук Е. А., Анджелова Д. В. Критерии ультразвуковой оценки состояния экстраокулярных мышц при эндокринной офтальмопатии. – На сайте: virtualycus.org/.../568.htm
8. Бровкина А. Ф., Добросердов А. В., Иванова А. Н., Минаева И. В., Мослехи Ш., Яценко О. Ю. Оценка корреляции данных КТ и УЗИ при исследовании толщины экстраокулярных мышц у больных отечным экзофтальмом // РМЖ. – 2009. – том 17, № 10. – 61–63.
9. Кочина М. Л., Калиманов В. Г. Методы обработки изображений для автоматизации диагностики патологии экстраокулярных мышц// Прикладная радиоэлектроника. – 2008. – Том 7. – №1. – С.93–96.
10. Пеньков М. А., Аллухер Г. М., Кочина М. Л. Расчет изохром и изоклин роговой оболочки глаза //Биофизика. – 1982. – Т. XXVIII, вып.2. – С. 313–316.
11. Пеньков М. А., Кочина М. Л., Уткин Ю. А. Анализ интерференционных изохром роговой оболочки глаза и выделение диагностических признаков //Проблемы бионики. – 1983. – Вып.30. – С. 22–28.
12. Кочина М. Л. Некоторые результаты моделирования напряженного состояния роговой оболочки глаза // Кибернетика и вычислительная техника. – 1991. – Вып.90. – С. 97–99.
13. Результаты моделирования врожденной патологии экстраокулярных мышц /М. А. Пеньков, С. Ф. Зубарев, М. Л. Кочина, Т. А. Босенко //Офтальмологический журнал. – 1990. – №4. – С. 197–200.
14. Кочина М. Л., Калиманов В. Г. Модель напряженно-деформированного состояния роговицы глаза // Матер. І укр. наукової конф. «Проблеми біологічної і медичної фізики». 20–22 вересня 2004 р., Харків. – С.146.
15. Кочина М. Л., Калиманов В. Г. Исследование и моделирование поляризационно-оптических свойств роговицы глаза при различных состояниях экстраокулярных мышц// Бионика интеллекта. – 2008. 0150-№2(69). –С.132–137.
16. Каплун А. Б., Морозов Е. М., Олферов М. А. ANSYS в руках инженера: Практическое руководство. – М.: Едиториал УРСС, 2003. – 272 с.
17. ANSYS. – На сайте: ae.ustu.ru/cont/soft/ansys.htm
18. Краковская Е. В. Модели сопряженных сферических оболочек в задачах офтальмологии: автореф. дисс... канд физ-мат наук. – С.–Пб. – 2009. –16с.
19. Типяев А. С. Модели теории оболочек в задачах измерения внутриглазного давления: автореф. дисс... канд физ-мат наук. – С.–Пб. – 2009. –16с.
20. Иомдина Е. Н. Биомеханика склеральной оболочки глаза при миопии: диагностика нарушений и их экспериментальная коррекция: автореф. дисс... д-ра биол. наук. – М., 2000. – 48с.

The simulation of cornea's tensely-deformed catastasis using the system of engineering analysis ANSYS : results

M. L. Kochina, V. G. Kalimanov
 Kharkiv national university
 of radioelectronics, Ukraine
 Kharkiv national medical university, Ukraine

Abstract

The results of using the system of engineering analysis ANSYS for the simulating of tensely-deformed catastasis of cornea in health and in different variants of structural, structurally-functional and functional pathologies of extra-ocular muscles are presented. A good coincidence level of calculated and experimental interferential images of cornea is shown, which allows the calculated isochromatics to be used as samples in diagnostics of extra-ocular muscles' affects.

Key words: tensely-deformed catastasis, cornea, interferential image, isochromatics, ANSYS system.

Результати моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока з використанням системи інженерного аналізу ANSYS

М. Л. Кочина, В. Г. Каліманов
 Харківський національний університет
 радіоелектроніки, Україна
 Харківський національний медичний
 університет, Україна

Резюме

Представлено результати використання системи інженерного аналізу ANSYS для моделювання напружено-деформованого стану рогівки ока в нормі та при різних варіантах структурної, структурно-функціональної та функціональної патології екстраокулярних м'язів. Показано хороший збіг розрахункових та експериментальних інтерференційних картин рогівки ока, що дозволяє використовувати розрахункові ізохроми в якості еталонів при діагностиці вражень екстраокулярних м'язів.

Ключові слова: напружено-деформований стан, рогівка, інтерференційна картина, ізохрома, система ANSYS.

Переписка

д.биол.н, професор **М. Л. Кочина**
 Харьковский национальный
 медицинский университет
 пр. Ленина 4
 Харьков, 61022, Украина
 тел.: +380 (57) 707 73 42
 эл.почта: m_kochina@yahoo.com