Математический анализ этой функции может быть использован при нахождении объективных критериев для определения границ распределения морфологических структур грудной клетки человека по её рентгеновскому изображению.

Выводы. Результаты работы дают возможность объективизировать и унифицировать процесс определения рентгеноморфометрических размеров опухоли легкого. Данная модель может служить основой для создания современных компьютерных средств автоматизированного определения размера мишени при проведении рентгентопометрической подготовки лучевой терапии.

Литература. 1. М.І. Пилипенко. Радіаційна онкологія: актуальний стан і майбутнє. //Укр. радіол. журн.-2005.-№3.-с.235-237. 2. Р.В.Ставицкий, И.М.Лебеденко, И.И.Бурдина. Применение рентгеновской сканирующей денситометрии и компьютерной томографии для оценки эффекта лечения опухоли. // Медтехника.–1995.– №3.– с.20-28. 3. В.М. Головенко, Л.Я. Аверьянова, О.И. Скляр. Трехслойная гетерогенная структура как модель фрагмента кисти человека в рентгеновской морфометрии//Укр. журн. мед. техніки і технології.- 2001.- №1.-с.63-65.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МОДЕЛИ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ГЛАЗА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ СТРУКТУРНОЙ ПАТОЛОГИИ ЭКСТРАОКУЛЯРНЫХ МЫШЦ

Кочина М.Л., Калиманов В.Г.
Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр.Ленина 14, кафедра РЭУ
E-mail: m_kochina@yahoo.com; т.7021444

The optical anisotropy of alive eye's cornea is caused by properties of corneal collagen, interposition of its fibres in a tissue of a cornea, level of intraocular pressure and a structurally functional condition of oculomotor muscles. The interferential picture in a form of rhombus which parameters depend on force of action and a place of attachment of oculomotor muscles is observed in polarized light on a cornea in a usual self. A method of calculation tensions in the eye was described. These tensions were provoked by mechanical influence of oculomotor muscles and intraocular pressure. The method is suitable for calculating tensions for eyes with different pathology oculomotor muscles.

Введение. Достаточно распространенной патологией детского возраста является косоглазие. 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. По данным разных авторов явным косоглазием страдают 1.5 - 2.0% детей, в структуре детской глазной патологии косоглазие занимает второе место после аномалий рефракции, удельный вес его составляет 25.62% случаев, частота - 3.92 на 1000 [1].

Биомеханические варианты поражения ЭОМ могут быть следующими: увеличение или ослабление силы действия одной или нескольких мышц; смещение места прикрепления одной из мышц вдоль линии действия (смещение в сторону лимба), что эквивалентно усилению ее действия; смещение в сторону экватора, что эквивалентно ослаблению силы действия мышцы; смещение от линии действия в сторону. Возможны и более сложные варианты патологии ЭОМ. В каждом из перечисленных случаев суммационная картина отклонения глаза может быть одинаковой, однако тактика исправления патологии должна быть различной.

Целью данного исследования было использование модели напряженно-деформированного состояния глаза для оценки формы интерференционных картин глаз при разных видах структурной патологии ЭОМ.

Сущность. Роговица живого глаза обладает оптической анизотропией, обусловленной целым рядом факторов. Это состав и строение вещества роговицы, ее форма, механические воздействия со стороны экстраокулярных мышц и внутриглазного

давления (ВГД) [2]. При освещении роговицы живого глаза поляризованным светом на ней наблюдается интерференционная картина, состоящая из темного креста по центру (изоклина) и фигуры в форме ромба по периферии. Интерференционный ромб образован набором цветных полос, называемых изохромами. На основании большого количества исследований установлено, что цветовой состав картины изохром обусловлен пигментацией радужной оболочки глаза. Использование поляризонно-оптического метода позволяет исследовать физическую природу оптической анизотропии роговицы живого глаза и установить вклад каждого из действующих факторов в формирование интерференционной картины, наблюдаемой на ней. Внутриглазное давление растягивает роговицу, действуя на каждую ее точку с одинаковой силой. Однако, внутренние напряжения, возникающие в ней в разных точках, будут различны, что обусловлено градиентом толщины роговицы (в центре она тоньше, чем по периферии). Усилия прямых ЭОМ, приложенные к склере в области главных меридианов, растягивают роговицу, также, создавая в ней внутренние напряжения. В каждой точке роговицы возникают суммарные напряжения, обусловленные суперпозицией напряжений от действия ЭОМ и ВГД. Усилия косых ЭОМ приложены за экватором глаза и вклад в напряженное состояние роговицы не вносят.

Для решения задач классификации поражений ЭОМ нами была использована модель напряженно-деформированного состояния глаза [3]. На рис. 1 приведена схема сферической оболочки, с приложенными к ней сосредоточенными усилиями ЭОМ.

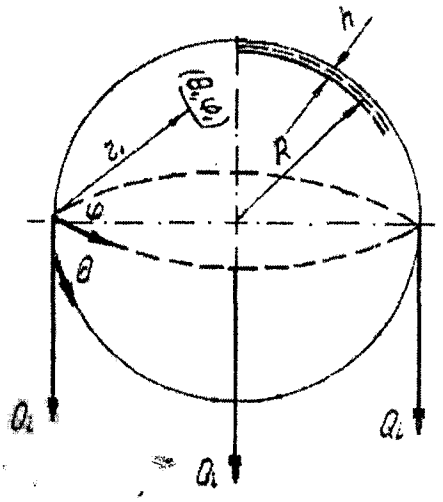

Рисунок1 — Схема сфорической оболочки с притложенными к ней сосредоточенными усилиями ЭОМ (Q_i)

Для моделирования напряженно-деформированного состояния глазного яблока были сделаны следующие упрощения, облегчающие расчеты:

1.Считаем, что глазное яблоко представляет собой тонкую сферическую оболочку, заполненную жидкостью. Так как мы исследуем распределение внутренних напряжений только в роговице, то считаем, что радиус кривизны глазного яблока равен среднему радиусу кривизны роговицы. Оболочку глаза можно считать тонкой, так как отношение толщины ее стенки к радиусу кривизны величина малая. Градиентом напряжений по толщине оболочки, исходя из условия ее тонкости, пренебрегаем. Для упрощения расчетов считаем оболочку сферичной.

2. Считаем, что упругие свойства оболочки одинаковые.

3. Считаем, что оболочка заполнена однородной жидкостью (не учитываем сложное внутреннее строение глазного яблока).

4. При расчетах учитываем только градиент толщины роговой оболочки, остальную же часть глазного яблока считаем однородной по толщине.

5. Считаем, что на роговую оболочку действуют только наружные прямые мышцы, действие косых мышц не учитываем.

При проведении моделирования было учтено реальное место прикрепления каждой из наружных прямых мышц и проведены исследования все возможных вариантов их анатомических изменений.

Оболочка глаза в отсутствии действия ЭОМ растянута давлением внутриглазной жидкости, которая, по закону Паскаля, оказывает равное давление на все точки оболочки, поэтому на каждый ее элемент будут действовать растягивающие усилия, вызывающие появление напряжений, которые определяются по следующей формуле $\sigma_p = \frac{PR}{2h}$, где где σ_p - напряжения в оболочке, P- давление внутриглазной жидкости, R- радиус кривизны оболочки, h- ее толщина.

Каждая сила Qi оказывает растягивающее действие на роговую оболочку и сжимает склеру, причем при определенных условиях (например, при конвергенции) еще и деформирует склеру.

Все формулы представлены в сферических координатах θ и φ, радиус вектор r отсчитывается от точки приложения силы. Так как воздействия глазодвигательных мышц симметричны, угол θ изменяется от 0 до π/2, угол φ от 0 до π. Квадрат радиус-вектора r определяется по формуле $r^2 = R^2(\theta^2 + \sin^2\theta\gamma^2)$.

В приведенных формулах ν - коэффициент Пуассона, характеризующий упругие свойства оболочки. Каждая сила Q_i создает в сферической оболочке нормальные напряжения $\sigma_i = \frac{N_i}{h}$, и напряжения смещения $\tau_i = \frac{T_i}{h}$, где N_i – нормальные усилия,

T_i – усилия смещения, , h – толщина оболочки.

Усилия в оболочке определяются по следующим формулам

$$N_\theta = Q_i \frac{R\theta}{4\pi r^2}\left[2(1+\nu)\frac{R^2\gamma^2\sin^2\theta}{r^2} - 3 - \nu\right],$$

$$N_\gamma = -Q_i \frac{R\theta}{4\pi r^2}\left[2(1+\nu)\frac{R^2\gamma^2\sin^2\theta}{r^2} + 1 - \nu\right],$$

$$T_\theta = T_\gamma = -Q_i \frac{R\gamma}{4\pi r^2}\left[2(1+\nu)\frac{R^2\theta^2}{r^2} + 1 - \nu\right].$$

В каждой точке оболочки можно определить эквивалентные напряжения с учетом только нормальных напряжений $\sigma_э' = \sqrt{\sigma_\theta^2 + \sigma_\gamma^2 - \sigma_\theta\sigma_\gamma}$, и эквивалентные напряжения с учетом напряжений сдвига $\sigma_э = \sqrt{(\sigma_э' + 3\tau^2)}$. Поскольку внутриглазная жидкость создает в оболочке напряжения σ_p, то в каждой точке оболочки существуют суммарные напряжения, определяемые по формуле $\sigma = \sigma_э + \sigma_p$, и главные напряжения, определяемые по формуле

$$\sigma_1 = \frac{1}{2}\left[\sigma_\theta + \sigma_\gamma + \sqrt{(\sigma_\theta - \sigma_\gamma)^2 + 4\tau^2}\right] + \sigma_p,$$

$$\sigma_2 = \frac{1}{2}\left[\sigma_\theta + \sigma_\gamma - \sqrt{(\sigma_\theta - \sigma_\gamma)^2 + 4\tau^2}\right] + \sigma_p,$$

где σ_1 - максимальные напряжения, σ_2 - минимальные.

Приведенные формулы являются асимптотическими, они описывают напряженное состояние оболочки в окрестности точки приложения силы Qi. К глазному яблоку приложены четыре такие силы, потому результирующие напряжения в каждой точке оболочки определяют как суперпозицию напряжений, создаваемых каждой силой.

При проведении расчета распределения напряжений в оболочке мы исходили из того, что вблизи точки приложения силы напряжения большие, но они существенно уменьшаются с расстоянием. Результирующие напряжения в оболочке рассчитывались путем сложения значений напряжений от каждой силы. Поскольку линии равных напряжений (изохромы) наблюдаются на фоне радужной оболочки глаза, т.е. как бы спроектированы на плоскость, то расчетные кривые строились в проекции на плоскость, что осуществлялось на основе геометрических представлений. При проведении расчетов были использованы значения параметров, соответствующие их значениям для реальных глаз.

Рисунок 2 — Фотография и схема интерференционной картины глаза с косоглазием.

В качестве иллюстрации осуществления метода расчета с использованием модели на рис.2 представлена фотография и схема интерференционной картины глаза с косоглазием, обусловленным смещением места прикрепления внутренней прямой мышцы в сторону лимба и ослаблением силы действия наружной прямой мышцы. На рис.3 представлены расчетные изохромы для разных случаев смещения места прикрепления внутренней прямой мышцы.

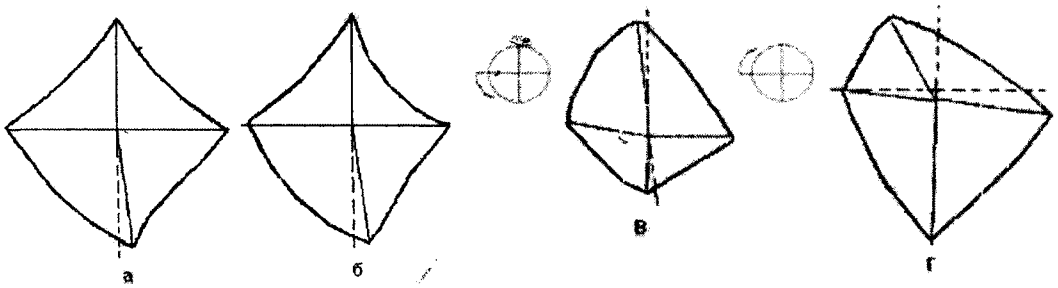

Рисунок 3 — Расчетные изохромы для случаев смещения места прикрепления внутренней прямой мышцы: вдоль линии действия к лимбу (а), к экватору (б), вниз от меридиана (в) и вверх от меридиана (г).

Расчетные изохромы по форме сходны с экспериментальными и могут быть использованы для диагностики структурно-функциональной патологии ЭОМ.

Выводы.

1. Модель напряженно-деформированного состояния глаза может быть использована для расчета линий равных напряжений, поскольку форма расчетных изохром хорошо согласуется с экспериментальными данными.

2. Расчет линий равных напряжений при всех возможных вариантах дислокации ЭОМ позволит создать набор эталонов интерференционных картин, пригодных для диагностических целей.

Литература. 1. Аветисов Э.С. Содружественное косоглазие. -- М.: Медицина, 1977. -312с. 2. Кочина М.Л. Поляризационно-оптические свойства роговой оболочки глаза//Актуальные вопросы офтальмологии.- Харьков. – 1980. – С.45-47. 3. Кочина М.Л., Калиманов В.Г. Модель напряженно-деформированного состояния роговицы глаза // Матер. I укр. наукової конф. «Проблемы біологічної і медичної фізики». 20-22 вересня 2004 р., Харків. – С.146.

ОСОБЕННОСТИ ГЕНЕРИРОВАНИЯ СЛАБОИНТЕНСИВНЫХ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ВОЛН СПЕЦИАЛЬНОЙ ФОРМЫ И ЭНЕРГИИ ДЛЯ БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЫ

Кулиш С.Н., Олейник В.П., Литвин В.В., Аль Отти Салим
Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского
«Харьковский авиационный институт»
61070, Харьков, пр. Чкалова,17, каф. производства радиоэлектронных систем летательных аппаратов,
тел. (057) 707-43-53, E-mail: RTSLA@kharkov.com; факс (057) 315-11-31

The model of excitation of shortcircuited waveguide a spark digit is offered in the model of thin plasma cylinder with the set temporal distributing of current, the calculations of spectral closeness of power of radiation in the biologically meaningful range of frequencies are conducted (40.160 Ggc).

Введение. Работы по изучению воздействия электромагнитного излучения миллиметрового диапазона низкой интенсивности на биологические объекты приводятся во многих научных центрах разных стран. Единого мнения о физических механизмах взаимодействия миллиметровых волн с биообъектами, не существует. Тем не менее, можно считать, что электромагнитное излучение низкой интенсивности является универсальным каналом передачи информации как между живыми объектами, так и между клетками в пределах биологического объекта. Данное утверждение основано на способности живых объектов генерировать собственное и реагировать на внешнее излучение [1, 2].

Сущность исследования. В начале 80х годов появились первые сообщения о лечебном действии низкоинтенсивных электромагнитных полей (ЭМП) с плотностью потока ниже 10мВт/см^2 на крайне высоких частотах (КВЧ). Это привело к возникновению таких методов, как микроволновая резонансная терапия (МРТ), лазерная терапия, микроволновая рефлексотерапия. Однако эти методы, являясь лечебно эффективными, имеют ряд принципиальных недостатков:

- отсутствие аргументированного выбора фиксированных частот внешних ЭМП;
- относительно высокая энергия внешних ЭМП, превышающая энергию ЭМП клеток, органов, тканей;
- при воздействии на организм внешних ЭМП не учитывается шумовой характер собственных ЭМП организма.

Принципиально новым подходом в использовании возможности лечебного действия низкоинтенсивных микроволн является представление о "электромагнитной гомеопатии" предложенное Н.Д. Колбуном и базирующееся на принципах управления потоками энергии, заряженных частиц и информации в живом организме. Информационно волновая терапия (ИВТ) является новым продуктом класса