

УДК 534.7

**ПРИМЕНЕНИЕ ФОКУСИРОВАННОГО УЛЬТРАЗВУКА  
ДЛЯ УСКОРЕНИЯ «СОЗРЕВАНИЯ» КАТАРАКТЫ**

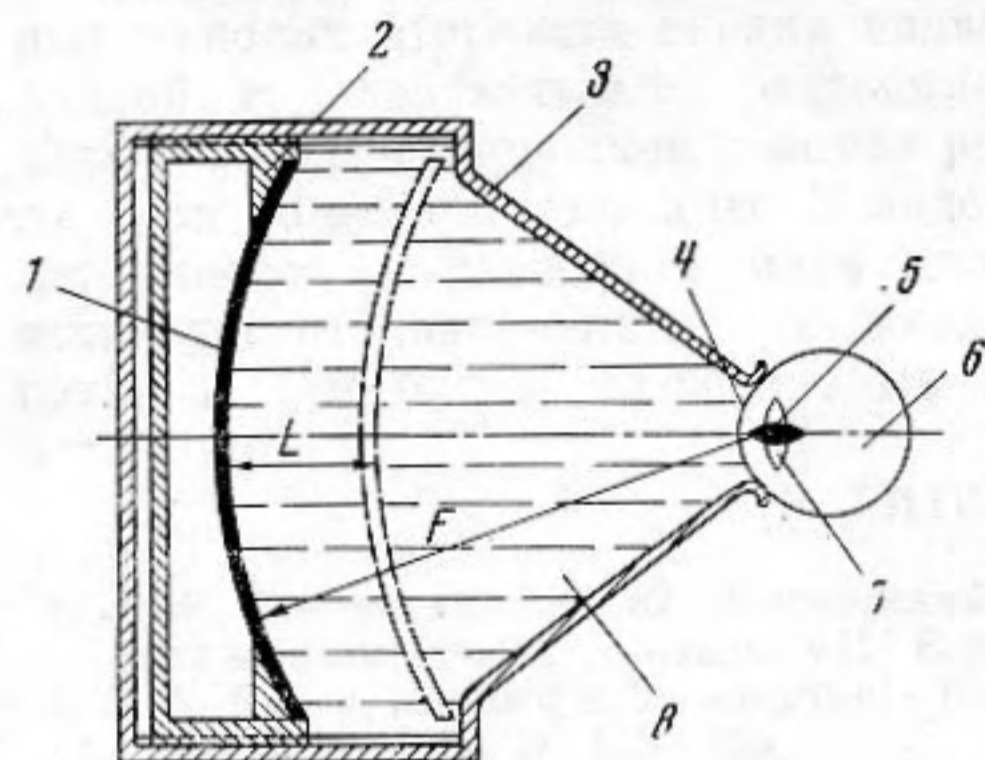
*Л. Р. Гаврилов, Н. П. Нарбут, Ф. Е. Фридман*

В опытах на кроликах показана возможность ускорения «созревания» катаракт путем облучения хрусталика фокусированным ультразвуком. Показано, что механизм образования катаракт связан с локальным нагреванием тканей хрусталика вследствие поглощения в них ультразвуковой энергии. Выявлены ультразвуковые дозы, при использовании которых образование катаракт не сопровождается патологическими изменениями в тканях и функциях глаза.

В работах [1—3] показана принципиальная возможность применения фокусированного ультразвука при хирургическом лечении отслойки сетчатки глаза. Как указывают авторы этих работ, возможным послеоперационным осложнением при проведении таких операций является повреждение участков глаза, расположенных на пути распространения

ультразвука, и прежде всего возникновение помутнений в хрусталике.

Однако в клинической офтальмологии существует ряд операций, при которых возможность предварительного искусственного образования или усиления помутнений в хрусталике весьма желательна. Известно, например, что при хирургическом лечении катаракт удаление полупрозрачного хрусталика (особенно на близоруких глазах и у детей) протекает более сложно, чем удаление полностью помутневшего хрусталика. В последнем случае значительно проще



Фиг. 1

обеспечить полное удаление хрусталика и тем самым предотвратить возможные послеоперационные осложнения, связанные с оставлением в глазу прозрачных частичек хрусталика, которые впоследствии мутнеют.

На основании изложенного представлялось целесообразным исследовать возможности применения фокусированного ультразвука для форсирования «созревания» катаракт.

Исследования проводились при помощи ультразвукового генератора и фокусирующего излучателя с резонансной частотой 2,7 Мгц. Генератор обеспечивал работу как в непрерывном, так и в импульсном режиме облучения. Рабочим элементом фокусирующего излучателя служила пьезокерамическая пластина, представлявшая собой часть сферической оболочки; фокусное расстояние излучателя составляло 70 мм, а угол схождения лучей — 31°. Акустическая мощность излучателя, измеренная радиометри-

ческим методом, составляла около 20 *вт*. Интенсивность ультразвука в фокальной области плавно регулировалась в пределах от 0 до 1000 *вт/см<sup>2</sup>*. Размеры фокальной области были следующими: диаметр в плоскости, перпендикулярной оси излучателя — 1,4 мм, глубина вдоль оси — 7,5 мм. Конструкция фокусирующего излучателя позволяла контролируемым образом менять положение фокальной области в глазу в пределах от 3 до 22 мм (по оси излучателя) от места контакта излучателя с глазом. Это давало возможность менять положение фокальной области в глазу от передней поверхности хрусталика до сетчатки. Конструкция излучателя показана схемой на фиг. 1, где 1 — пьезокерамическая пластина; 2 — механизм для перемещения пластины по оси излучателя; 3 — корпус излучателя; 4 — звукопрозрачная пленка; 5 — фокальная область; 6 — глаз; 7 — хрусталик; 8 — дегазированная вода; *F* — фокусное расстояние излучателя; *L* — интервал перемещения пластины 1.

В предварительных экспериментах осуществлялось воздействие фокусированным ультразвуком на изолированный хрусталик с целью ориентировочного определения ультразвуковых доз, дающих желаемый эффект, а также с целью оценки возможного нагревания сред, окружающих хрусталик, в случае облучения глаза подопытного животного. Хрусталик помещался в стеклянный стаканчик с физиологическим раствором, объем которого (~2 *см<sup>3</sup>*) приблизительно соответствовал объему жидкости, окружающей хрусталик в глазу. Исходная температура физиологического раствора составляла 37° С. Излучатель устанавливался таким образом, что фокальная область локализовалась внутри хрусталика.

Эксперименты показали, что при интенсивности в фокальной области 400 *вт/см<sup>2</sup>* и выше и при длительности облучения порядка долей и единиц секунд в хрусталике возникают помутнения, воспроизводящие форму фокальной области. Помутнения эти белого цвета, с четкими границами и с плотной консистенцией; при увеличении экспозиции размеры помутнений увеличиваются, но не выходят за пределы фокальной области. Измерения температуры окружающей хрусталик жидкости показали, что при максимальной интенсивности 1000 *вт/см<sup>2</sup>* и экспозиции 15 *сек* повышение температуры не превышает 0,5° С, что вполне допустимо для тканей глаза животного.

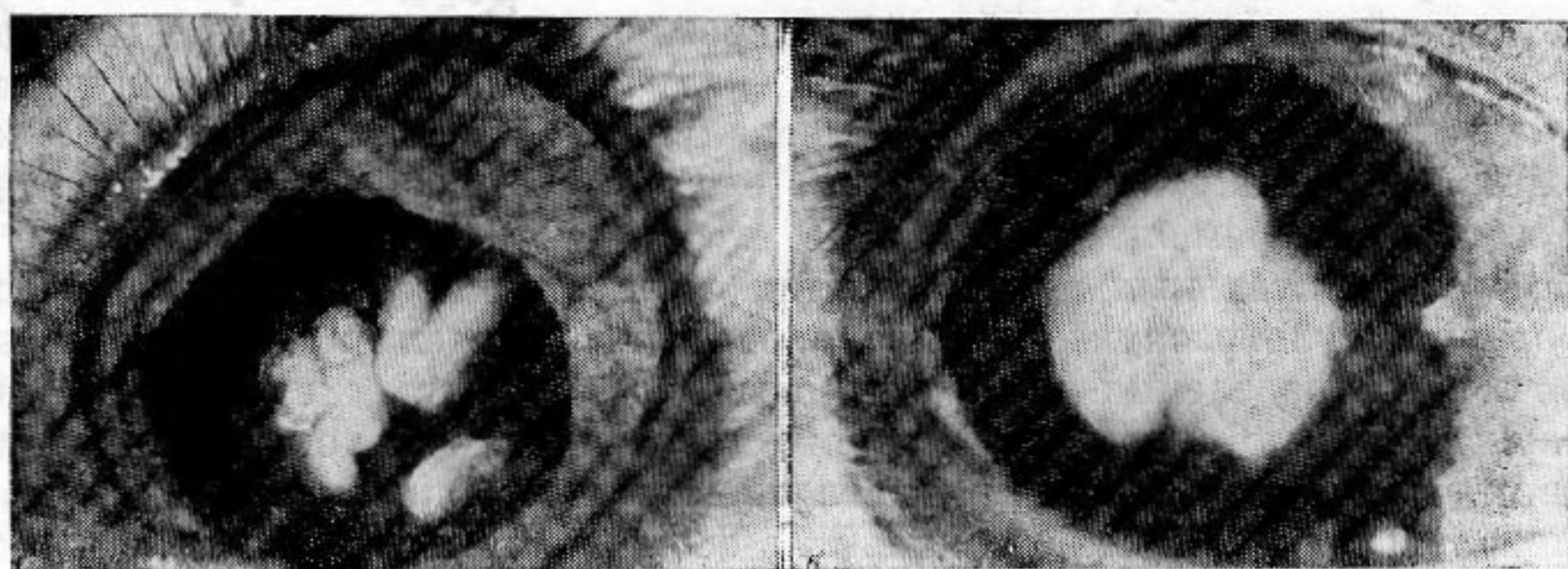
Далее исследовалось влияние облучения фокусированным ультразвуком на хрусталик глаза подопытного животного. Эксперименты проводились на двадцати кроликах, у которых облучался один правый глаз, а левый оставался контрольным. Облучению предшествовала местная анестезия и расширение зрачка 1% атропином. Для обеспечения акустического контакта между излучателем и глазом в конъюнктивальную полость облучаемого глаза закапывалось вазелиновое масло; маслом смазывалась также поверхность звукопрозрачной пленки. Фокальная область локализовалась внутри хрусталика. При экспериментах использовались интенсивности ультразвука от 50 до 1000 *вт/см<sup>2</sup>* и длительности воздействия от десятых долей секунды до 15 *сек*. Помутнения в хрусталике возникали при интенсивностях 400 *вт/см<sup>2</sup>* и выше при длительности воздействия в несколько десятых долей секунды. Однако наиболее четко наблюдаемые помутнения появлялись при экспозициях 5—10 *сек*. Перемещением фокальной области по объему хрусталика легко удавалось вызвать его полное помутнение.

На фиг. 2 приведены фотографии типичных помутнений в хрусталике, вызванных фокусированным ультразвуком. На фиг. 2, а показано несколько помутнений, напоминающих по форме фокальную область, на фиг. 3, б помутнения слились в единый конгломерат. Представленные фотографии иллюстрируют возможность воспроизведения с помощью фокусированного ультразвука катаракты различной формы и размеров.

При наличии помутнений в хрусталике остальные среды глаза оставались прозрачными. Ожога роговицы не наблюдалось, за исключением

отдельных случаев, когда интенсивность ультразвука была максимальной ( $1000 \text{ вт/см}^2$ ), а фокальная область локализовалась в самых передних слоях хрусталика, т. е. когда интенсивность на поверхности роговицы была значительной.

Представляло интерес исследовать физический механизм образования помутнений. Использование акустической аппаратуры, предназначенной для контроля наличия или отсутствия ультразвуковой кавитации в биологических тканях при их облучении фокусированным ультразвуком [4],



а б  
Фиг. 2

показало, что кавитация в тканях хрусталика не возникала даже при максимальных интенсивностях ультразвука ( $1000 \text{ вт/см}^2$ ) и длительностях воздействия порядка нескольких секунд. Таким образом, явление кавитации не может быть ответственным за образование катаракт с помощью фокусированного ультразвука. Однако тепловое действие ультразвука на хрусталик, обусловленное поглощением звуковой энергии в его тканях, весьма значительно. Пользуясь полученными в работе [5] формулами для расчета приращения температуры ткани  $\Delta T$  в фокальной области по сравнению с необлученными тканями, легко показать, что величины  $\Delta T$  в облученном участке хрусталика составляют, например, при интенсивности  $500 \text{ вт/см}^2$  и длительностях воздействия 5 и 10 сек соответственно 25 и  $40^\circ \text{C}$ . Таким образом, при указанных режимах ультразвукового воздействия температура тканей хрусталика в районе фокальной области составляет  $62\text{--}77^\circ \text{C}$ , что, по-видимому, достаточно для образования очагов коагуляционного некроза белков хрусталика. (При расчетах значений  $\Delta T$  предполагалось, что величина коэффициента поглощения ультразвука в тканях хрусталика составляет  $0,8 \text{ дб/см}$  на частоте  $1 \text{ Мгц}$  [6].)

Для проверки изложенных соображений о механизме образования помутнений в хрусталике был проведен следующий эксперимент. Изолированные прозрачные хрусталики глаза кролика погружались на 10 сек в физиологический раствор, температура которого в различных опытах менялась от  $40$  до  $97^\circ \text{C}$ . Оказалось, что помутнения хрусталика начинали возникать при температуре  $60^\circ \text{C}$  и становились более обширными с дальнейшим повышением температуры. Из результатов этого эксперимента следует, что наиболее вероятным механизмом, ответственным за образование катаракты в хрусталике глаза, является тепловое действие ультразвука. Следует, однако, заметить, что очаги коагуляционного некроза, возникающие в результате действия фокусированного ультразвука, обладают значительно более плотной консистенцией, чем очаги, полученные нагреванием хрусталика указанным выше способом. Этот факт свидетельствует о том, что в процессе искусственного образования катаракт определенную роль наряду с нагреванием могут играть и другие физические и химические факторы, например коагуляция частиц биологической среды

в интенсивном ультразвуковом поле, а также, возможно, биохимическое действие ультразвука.

Естественно, что применение ультразвукового метода ускорения «созревания» катаракт в клинической офтальмологии возможно лишь после детальных исследований всех побочных эффектов, которые могут возникать в тканях и функциях глаза после его облучения фокусированным ультразвуком.

В связи с этим было исследовано влияние облучения хрусталика фокусированным ультразвуком с интенсивностью  $400 \text{ вт/см}^2$  при длительности воздействия 10 сек на содержание белков и гексозаминов во влаге передней камеры и в стекловидном теле. (Нормальное содержание белков и гексозаминов в этих средах глаза определяет физиологические условия жизнедеятельности тканевых структур глаза.) Ответная биохимическая реакция облученного глаза на воздействие фокусированным ультразвуком при данном режиме облучения кратковременна, выражена относительно слабо и не носит патологического характера.

Исследовалось также влияние облучения хрусталика фокусированным ультразвуком в указанном выше режиме на электроретинограмму облученного и необлученного (контрольного) глаза кролика. (Изменения в характере электроретинограммы являются показателем функционального состояния фоторецепторов сетчатки.) Результаты этих исследований также свидетельствуют об отсутствии каких-либо стойких неблагоприятных последствий, связанных с воздействием ультразвука на сетчатку.

Таким образом, образование катаракты с помощью фокусированного ультразвука при определенных режимах воздействия не сопровождается развитием патологических изменений в тканях глаза и функциональном состоянии фоторецепторов сетчатки, что позволяет использовать описанный метод для решения ряда задач экспериментальной и клинической офтальмологии.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. E. W. Purnell, A. Sokollu, E. Holasek. The production of focal chorioretinitis by ultrasound. *Amer. J. Ophthalm.*, 1964, 58, 6, 953—957.
2. E. W. Purnell, A. Sokollu, R. Torchia, N. Taner. Focal chorioretinitis produced by ultrasound. *Invest. Ophthalm.*, 1964, 3, 6, 657—664.
3. R. T. Torchia, E. W. Purnell, A. Sokollu. Cataract production by ultrasound. *Amer. J. Ophthalm.*, 1967, 64, 2, 305—309.
4. Л. Р. Гаврилов. О физическом механизме разрушения биологических тканей с помощью фокусированного ультразвука. *Акуст. ж.*, 1974, 20, 1, 27—32.
5. J. B. Pond. The role of heat in the production of ultrasonic focal lesions. *J. Acoust. Soc. America*, 1970, 47, 6, Pt. 2, 1607—1611.
6. Ф. Е. Фридман. Ультразвуковая диагностика в офтальмологии. Докт. дис., М., 1968.

Акустический институт  
Академии наук СССР  
Московский научно-исследовательский институт  
глазных болезней им. Гельмгольца

Поступила  
3 сентября 1973 г.