

УДК 617.741-089.87:615.849.19

С.Н. Федоров, В.Г. Копаева, Ю.В. Андреев, А.В. Ерофеев,  
А.В. Беликов, Э.Г. Богдалова, А.В. Скрипник, О.А. Фролова

S.N. Fyodorov, V.G. Kopaeva, Yu.V. Andreev, A.V. Erofeev, A.V. Belikov,  
E.G. Bogdalova, A.V. Skripnik, O.A. Frolova

## Лазерная экстракция катаракты\* (Экспериментальные исследования)

## Laser Extraction of Cataract\* (Experimental studies)

МНТК «Микрохирургия глаза», Москва

IRTC "Eye Microsurgery", Moscow

► Исследованы возможности использования различных типов твердотельных YAG-лазеров для разрушения вещества хрусталика *in vitro*. Показано, что лазерное излучение позволяет эффективно дробить катарактально измененные хрусталики человека с более высокой скоростью, чем при ультразвуковой факоэмульсификации, а также удалять хрусталик в эксперименте. Операция не вызывает морфологических изменений в тканях глаза.

Лазерное излучение — вид энергии, который может явиться реальной альтернативой ультразвуковой факоэмульсификации катаракты. Сегодня уже существуют лазеры, которые по своим конструкционным характеристикам в целом отвечают основным требованиям катарактальной хирургии (возможность строго локального воздействия, простота конструкции, наличие эффективных световодов) [1, 4, 5, 7, 10]. Однако для практической реализации идеи лазерной факоэмульсификации необходимо изучить непосредственный биологический эффект воздействия излучения на хрусталик и ткани глаза и сделать вы-

► Studied are the possibilities of using various types of solid YAG-lasers for lens destruction *in vitro*. Laser radiation is shown to effectively crush cataractally changed human lenses at a higher rate than in ultrasound phacoemulsification, and to remove the lens experimentally. Surgery does not cause morphological changes in eye tissues.

Laser radiation is the type of energy that may provide a real alternative to ultrasound phacoemulsification of cataract. There exist lasers today whose design meet in general the main requirements of cataractal surgery (the possibility of strictly local action, simple design, the presence of effective light guides) [1, 4, 5, 7, 10]. The practical realization of the idea of laser phacoemulsification, however, requires the knowledge of an immediate biological effect of radiation impact on the lens and ocular tissue and to draw conclusion on the most acceptable laser in terms of biology.

The work looks into various solid YAG-lasers used to destroy the lens substance *in vitro*, assesses the possibility of combined use of aspiration lasers, and makes

\* Патент № 95103955 с приоритетом от 20.03.95.

\* Patent No. 95103955 with priority of 20.03.1995.

вод о наиболее приемлемом с биологической точки зрения лазере.

Цель работы — исследование различных типов твердотельных YAG-лазеров по разрушению вещества хрусталика *in vitro*, оценка возможности комбинированного использования лазеров с аспирационной системой, а также предварительный анализ возможности лазерного удаления хрусталика непосредственно в полости глаза.

## Материал и методы

Исследованы 60 изолированных хрусталиков человека, удаленных в ходе экстракапсулярной экстракции зрелой возрастной катаракты, а также 32 глаза кроликов породы шиншилла.

Использовался твердотельный лазер, генерирующий световое излучение со средней мощностью до 2,5 Вт, в импульсно-периодическом режиме — частота импульсов до 30 Гц, длительность импульса по полувысоте 250 мкс. Излучение подводилось по кварц-кварцевому оптическому волокну с диаметром 450 мкм. Для наводки использовали красный луч гелий-неонового лазера, подводимый к облучаемому объекту по тому же световоду, что и основное излучение.

Аспирация хрусталикового вещества осуществлялась при помощи специально сконструированного аспирационного наконечника, связанного посредством силиконовых трубок с перистальтическим насосом. Уровень вакуума — 100–500 мм. Ирригация осуществлялась по ирригационному каналу аспирационно-ирригационного наконечника и одевающемуся на него силиконовому колпачку. Все манипуляции с хрусталиками проводили под операционным микроскопом фирмы «Opton».

Было проведено 3 серии экспериментов. Эксперимент 1 выполнен с целью определения эффективности дробления хрусталика с помощью лазерного излучения. Хрусталики помещали в чашку Петри, заполненную физиологическим раствором. Перед началом экспериментов их сохраняли в визитиле при температуре -1–2°C. К их поверхности подводился наконечник световода, включалась генерация излучения. Световод медленно перемещали вдоль поверхности хрусталика сначала в одном из меридианов, а затем в произвольных направлениях. Использовано 5 значений энергии: 50, 100, 150, 200, 300 мДж, по 12 хрусталиков на каждое значение. В ходе манипуляций с одним значением энергии использовали 2 частоты импульсов — 10 и 25 Гц — по 6 хрусталиков. В свою очередь манипуляции с каждой частотой осуществлялись либо при прямом контакте световода с поверхностью хрусталика, либо отступая от его поверхности на 1 мм.

Эксперимент 2 проведен для изучения возможности аспирации разрушенного при лазерном воздействии хрусталикового вещества. После разделения

a preliminary analysis of the possibility of lens removal by laser immediately in the eye cavity.

## Material and methods

The study involved 60 isolated human lenses removed in the course of extracapsular extraction of mature senile cataract, and 32 Chinchilla rabbit eyes.

Use was made of a solid laser generating pulsed (up to 30 Hz frequency and 250  $\mu$ s duration in semi-height) light radiation with a mean power of 2.5 w. Radiation was brought in using quartz-quartzitic optic fiber 450  $\mu$ m in diameter. For aiming, use was made of red beam of a helium-neon laser that was brought in to the target by means of the light guide used for main radiation.

Aspiration of the lens substance was carried out using a specially designed aspiration point connected through silicone tubes with a peristaltic pump. The vacuum level was 100–500 mm. Irrigation was performed using an irrigation canal of the aspiration-irrigation point and a silicone cap put on the latter. All manipulations with lenses were made under the Opton microscope.

There were 3 parts of experiments. Experiment 1 was performed to determine the efficacy of crushing a lens by means of laser radiation. Lenses were placed in a Petri dish that was filled with a physiological solution. Prior to the experiment, they were kept in vizitil at -1–2°C. The light guide point was drawn to their surface, and radiation generation was turned on. The light guide was slowly shifted along the lens surface, first in one of meridians and then in arbitrary directions. Five energy values were used: 50, 100, 150, 200 and 30 mJ — 12 lenses for each value. In the course of manipulations with one energy value, use was made of 2 pulse frequencies — 10 and 25 Hz — with 6 lenses each. Manipulations with each frequency were performed either in direct contact of the light guide with the lens surface or 1 mm off the surface.

Experiment 2 was carried out to study the possibility of aspiration of the lens substance destroyed during laser radiation. On dividing a lens into 4 fragments, an aspiration cannula was inserted into the Petri dish, lense segments were sucked by turns to the aspiration hole and, with laser pulse generation turned on, a lens was crushed, ensuring a smooth entry of the destroyed lens substance into the aspiration hole. The values of power and frequency of radiation were the same as in experiment 1 (6 lenses for each power level and 3 for each frequency at the set power value).

Experiment 3 was conducted on rabbits with the aim of assessing the possibility of laser removal immediately in the eye cavity. After anesthesia with 5% thiopental, 2 punctures (1.5 and 0.5 mm) were formed in the cornea near the limbus. The anterior lens capsule

хрусталика на 4 фрагмента в чашку Петри вводили аспирационную канюлю, поочередно присасывали сегменты хрусталика к аспирационному отверстию и, включая генерацию лазерных импульсов, дробили хрусталик, добиваясь плавного вхождения разрушенного хрусталикового вещества в аспирационное отверстие. Значения энергии и частоты излучения были теми же, что в эксперименте 1 (по 6 хрусталиков на каждый уровень энергии и по 3 на каждую частоту на заданном энергетическом значении).

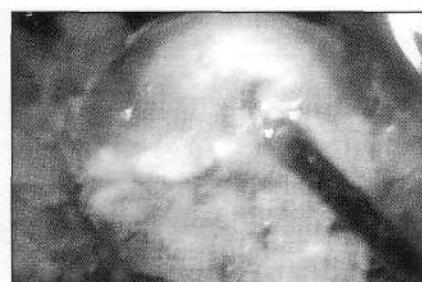
Эксперимент 3 проводился на кроликах, с тем, чтобы оценить возможность лазерного удаления хрусталика непосредственно в полости глаза. После анестезии 5% раствором тиопентала в роговице у лимба формировали 2 прокола (1,5 и 0,5 мм). Переднюю капсулу хрусталика вскрывали по кругу, затем проводили гидродиссекцию. В полость глаза вводили лазерный наконечник и аспирационно-ирригационную канюлю. За счет аспирации экватор ядра фиксировался к аспирационному наконечнику. При включении лазерного излучения луч работал в зоне аспирационного отверстия. Наблюдалось плавное вхождение разрушенных хрусталиковых масс в аспирационный наконечник. После удаления вещества хрусталика на 8 глазах кроликов в хрусталиковую сумку помещали мутное ядро хрусталика человека и проводили второе лазерное удаление хрусталика в том же глазу животного. После операции проводили биомикроскопию на щелевой лампе. Для морфологических исследований материал забирался на 1, 3, 14-е сутки.

## Результаты

В зоне контакта лазерного излучения с поверхностью хрусталика формировался локальный дефект ткани в виде кратера, окруженного зоной коагуляции хрусталикового вещества. Как правило, размеры зоны повреждения хрусталика увеличивались в течение 4–5 с непрерывной генерации лазерных импульсов. Затем рост прекращался, и дополнительные серии импульсов не вызывали увеличения объема повреждения. Перемещение световода над поверхностью хрусталика приводило к формированию линейных дефектов в виде «бороздок», углубление которых позволяло рассечь хрусталики на 4–6 сегментов. Последующее перемещение наконечника световода над каждым из сегментов давало возможность дополнительно фрагментировать его на 10–15 мелких кусочков. Тем самым формировался бесструктурный детрит, который



*Rис. 1. Изолированный катарактально-измененный хрусталик человека перед лазерным воздействием. Хрусталик фиксирован крючком, к его поверхности подведен лазерный наконечник*  
*Fig. 1. An isolated cataractally changed human lens before laser operation. The lens is fixed by a hook, and the laser tip is brought in to its surface*



*Рис. 2. Тот же хрусталик после 30-секундного лазерного воздействия. Он рассечен пополам. Одна из половин хрусталика фрагментирована*

*Fig. 2. The same lens after 30 second laser radiation. It is cut into two halves one of which is fragmented*

was opened circular-wise, and hydrodissection was performed. The laser point and the aspiration-irrigation cannula were brought into the eye cavity. Through aspiration, the nucleus equator was fixated to the aspiration point. With laser radiation in the on position, the beam worked in the aspiration hole zone. The destroyed lens mass entered smoothly into the aspiration point. On removing the lens substance in 8 rabbit eyes, a human turbid lens nucleus was placed in the lenticular bag and a second lens removal by laser was performed in the same eye of the animal. Surgery was followed by biomicroscopy using a slit lamp. For morphological investigations, the material was taken at the 1st, 3rd and 14th day.

## Results

In the zone of contact of laser radiation with the lens surface, there formed a local defect of tissue in the shape of crater surrounded by a lens substance coagulation zone. As a rule, the size of the lens damage zone increased during 4–5 s of continuous generation of laser pulses. Then the growth stopped and additional portions of pulses did not cause an increase in the volume of damage. The movement of the light guide on the lens surface led to the formation of linear defects shaped as "grooves" the deepening of which made it possible to incise lenses into 4–6 segments. The subsequent shifting of the light guide tip over every segment provided its additional division into 10–15 small fragments. Thereby a non-structural detritus formed which separated from the main lens mass, getting scattered all over the Petri dish (*Fig. 1, 2*).

The rate of each stage of lens destruction was determined first of all by the radiation energy (*Fig. 3, 4*). For the 50–150 mJ energy values this dependence lay in the following: with every increase of energy by 50 mJ the

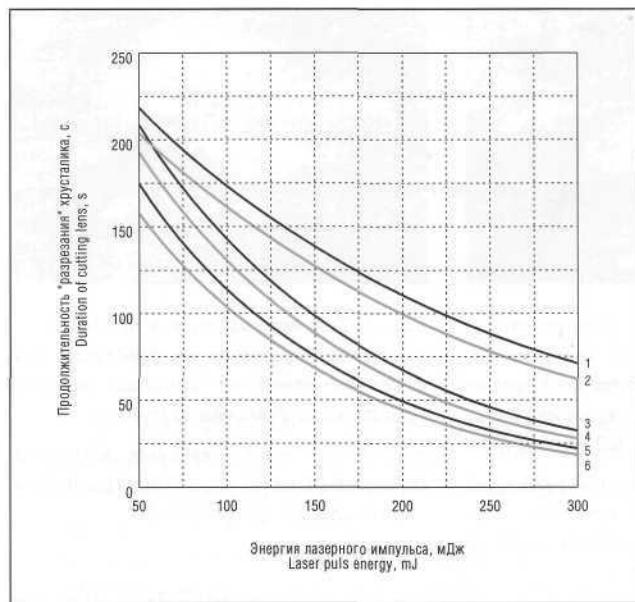


Рис. 3. Продолжительность «разрезания» хрусталика под воздействием излучения лазера: 1 — 2 мм, 10 Гц; 2 — 2 мм, 20 Гц; 3 — 1 мм, 10 Гц; 4 — 1 мм, 20 Гц; 5 — прямой контакт между световодом и поверхностью хрусталика, 10 Гц; 6 — прямой контакт между световодом и поверхностью хрусталика, 20 Гц

Fig. 3. The duration of “cutting” a lens by laser radiation: 1 — 2 mm, 10 Hz; 2 — 2 mm, 20 Hz; 3 — 1 mm, 10 Hz; 4 — 1 mm, 20 Hz; 5 — direct contact between the light guide and the lens surface, 10 Hz; 6 — direct contact between the light guide and the lens surface, 20 Hz

отделялся от основной массы хрусталика, рассеиваясь по всей чашке Петри (рис. 1, 2).

Скорость каждого из этапов разрушения хрусталика определялась в первую очередь энергией излучения (рис. 3, 4). Для значений энергии 50–150 мДж эта зависимость состояла в том, что при каждом увеличении энергии на 50 мДж для рассечения хрусталика требовалось на 30–50 с меньше, а время полного дробления

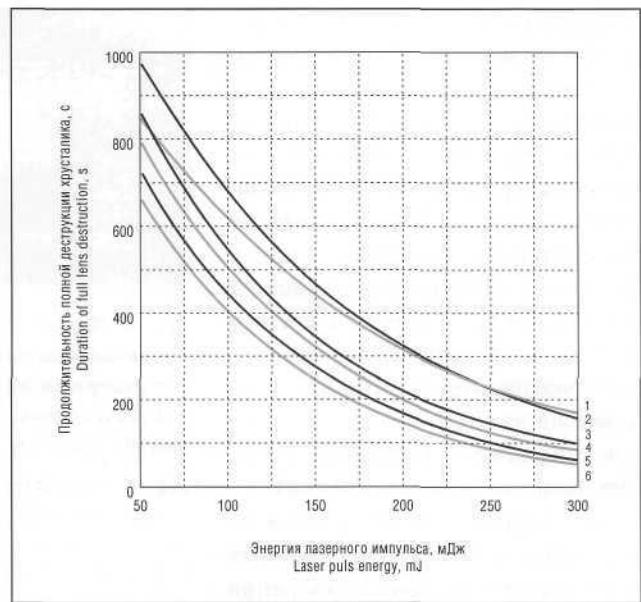


Рис. 4. Продолжительность полной деструкции хрусталика под воздействием излучения лазера: 1 — 2 мм, 10 Гц; 2 — 2 мм, 20 Гц; 3 — 1 мм, 10 Гц; 4 — 1 мм, 20 Гц; 5 — прямой контакт между световодом и поверхностью хрусталика, 10 Гц; 6 — прямой контакт между световодом и поверхностью хрусталика, 20 Гц

Fig. 4. The duration of full lens destruction by laser radiation: 1 — 2 mm, 10 Hz; 2 — 2 mm, 20 Hz; 3 — 1 mm, 10 Hz; 4 — 1 mm, 20 Hz; 5 — direct contact between the light guide and the lens surface, 10 Hz; 6 — direct contact between the light guide and the lens surface, 20 Hz

incision of the lens required 30–50 s less, while the time of complete fragmentation of the lens diminished by 100 s. For the 200–300 mJ energy values, differences in the rate of lens destruction became less evident. The drawings show that the highest rate of lens destruction is achieved for 250 and 300 mJ. In this case, the lens was halved for 20 s and fully fragmented for 50–60 s. However, within every energy value the lens destruction rate could be increased by raising the frequency of pulse generation to 25 Hz and by bringing the light guide tip to the lens surface.

With an aspiration tip brought into the system, it was possible to suck out the lens substance in the process of laser fragmentation (Fig. 5, 6). We managed to obtain the rate of aspiration of lens fragments suitable for a clinic — the time of removal of each fragment is 20–30 s, and the total surgery time — 1.5–2 min (Fig. 7, 8). Such rate could be obtained in various combinations of the aspiration level and energy radiation. With low

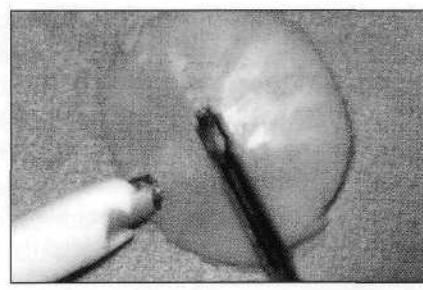


Рис. 5. Хрусталик перед лазерным воздействием. В поле зрения — аспирационная канюля и лазерный наконечник

Fig. 5. Lens before laser radiation. Within visual field — an aspiration cannula and a laser tip

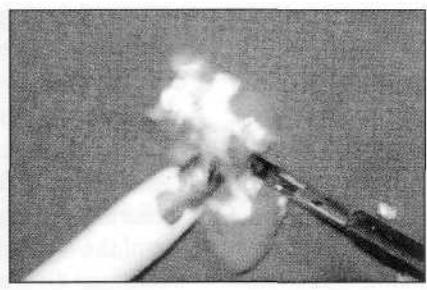


Рис. 6. Дробление и аспирация фрагментов хрусталика

Fig. 6. Fragmentation and aspiration of lens fragments

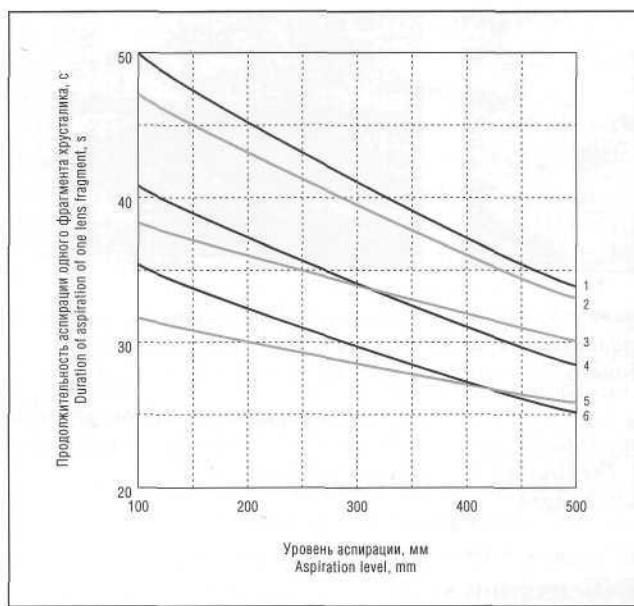


Рис. 7. Продолжительность аспирации одного фрагмента хрусталика под воздействием лазерного излучения: 1 — 150 мДж, 10 Гц; 2 — 150 мДж, 20 Гц; 3 — 200 мДж, 20 Гц; 4 — 200 мДж, 10 Гц; 5 — 300 мДж, 20 Гц; 6 — 300 мДж, 10 Гц

Fig. 7. Duration of aspiration of one lens fragment under laser radiation influence: 1 — 150 mJ, 10 Hz; 2 — 150 mJ, 20 Hz; 3 — 200 mJ, 20 Hz; 4 — 200 mJ, 10 Hz; 5 — 300 mJ, 20 Hz; 6 — 300 mJ, 10 Hz

хрусталика при этом сокращалось на 100 с. Для значений энергии 200–300 мДж различия в скорости деструкции хрусталика становились менее выраженным. Из рисунков видно, что наиболее высокая скорость деструкции хрусталика достигнута при значениях энергии 250 и 300 мДж. В данном случае хрусталик удавалось рассечь пополам за 20 с, полностью фрагментировать — за 50–60 с. Однако в пределах каждого значения энергии можно было еще более увеличить скорость деструкции хрусталика путем увеличения частоты генерации импульсов до 25 Гц и приближения наконечника световода к поверхности хрусталика.

Введение в систему аспирационного наконечника позволяло отсасывать хрусталиковое вещество по мере лазерного дробления (рис. 5, 6). При этом нам удавалось получить приемлемую для клиники скорость аспирации хрусталиковых фрагментов — время удаления каждого фрагмента 20–30 с, общее время операции 1,5–2 мин (рис. 7, 8). Такая скорость могла быть получена при различных комбинациях уровня аспирации и энергии излучения. При низких значениях вакуума (80–100 мм) быстро аспирировать хрусталиковые фрагменты удавалось только при использовании максимально высоких значений энергии излучения — 300–350 мДж. Постепенное повышение вакуума (до 150–200 мм) позволяло обеспечить высокую скорость аспирации хрусталиковых фрагментов при более низких значениях энергии —

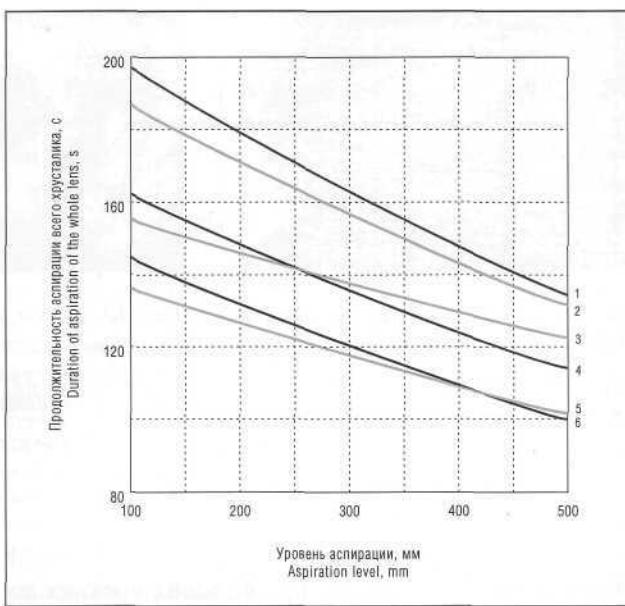


Рис. 8. Продолжительность аспирации всего хрусталика под воздействием излучения лазера: 1 — 150 мДж, 10 Гц; 2 — 150 мДж, 20 Гц; 3 — 200 мДж, 20 Гц; 4 — 200 мДж, 10 Гц; 5 — 300 мДж, 20 Гц; 6 — 300 мДж, 10 Гц

Fig. 8. Duration of aspiration of the whole lens under laser radiation influence: 1 — 150 mJ, 10 Hz; 2 — 150 mJ, 20 Hz; 3 — 200 mJ, 20 Hz; 4 — 200 mJ, 10 Hz; 5 — 300 mJ, 20 Hz; 6 — 300 mJ, 10 Hz

vacuum values (80–100 mm), lens fragments could be aspirated fast only with the use of maximally high values of energy radiation — 300–350 mJ. A gradual growth of vacuum (to 150–200 mm) secured a high rate of aspiration of lens fragments with lower energy values — 200–250 mJ. And finally, with high aspiration levels (400–500 mm), relatively low energy levels — 120–150 mJ — made it possible to rapidly (20–30 s) suck out lens fragments in the Petri dish.

In experiments with animals we successfully removed transparent lenses (Fig. 9) in rabbit eyes (24 eyes) and the hard nuclei of human lenses introduced into the capsular bag of rabbit eyes immediately after removing the "own" lens (8 eyes). During and soon after surgery (the overall follow-up of 14 days) there were no obvious inflammations and edema of the cornea (Fig. 10). Individual animals were noted to have only light fibrinoid reaction in the pupil area, which is a natural reaction of the rabbit eye to cataract extraction. With scanning electronic microscopy, 1 day after laser lens removal the layer of corneal endothelial cells was intact in general (Fig. 11). There were just individual defects including 3 to 10 endothelial cells, on the average  $10 \pm 2$  for the whole cornea. Structurally, endothelial cells had no gross changes. The loss of endothelial cells was less than 1%. Morphological investigations of the iris, ciliary body and retina did not reveal pathological changes.

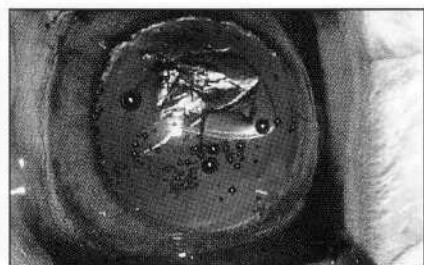


Рис. 9. Глаз кролика перед операцией. Передняя капсула вскрыта по кругу

Fig. 9. A rabbit eye before surgery. The anterior capsule is open circle-wise

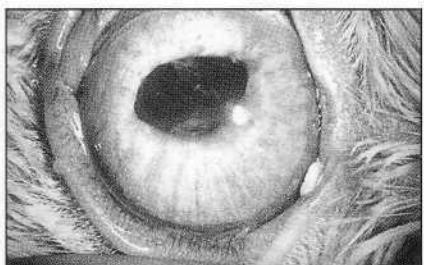


Рис. 10. Глаз в заключительной фазе операции. Хрусталик полностью удален. Структура переднего отрезка глаза не изменена

Fig. 10. An eye at the final surgical phase. The lens is fully removed. The structure of the anterior segment is not changed

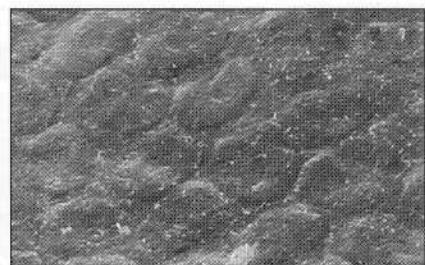


Рис. 11. Задний эпителий роговицы кролика через 1 сутки после операции. Пласт клеток сохранен. Ув. 3 тыс.

Fig. 11. The posterior epithelium of a rabbit cornea 1 day after surgery. The layer of cells is intact. X 3,000

200–250 мДж. И наконец, при больших уровнях аспирации (400–500 мм) относительно небольшие уровни энергии — 120–150 мДж — позволяли быстро (за 20–30 с) отсасывать хрусталиковые фрагменты в чашке Петри.

В экспериментах на животных нам удалось успешно удалить прозрачные хрусталики (рис. 9) в глазах кроликов (24 глаза) и твердые ядра человеческих хрусталиков, введенных в капсулный мешок кроличьих глаз сразу после удаления «своего» хрусталика (8 глаз). В момент операции и ближайшем послеоперационном периоде (общий срок наблюдения до 14 дней) не отмечалось выраженных явлений воспаления, отсутствовали явления отека роговицы (рис. 10). У отдельных животных отмечалась лишь легкая фибринOIDная реакция в области зрачка, что является естественной реакцией глаза кролика на экстракцию катаракты. При сканирующей электронной микроскопии через 1 сутки после лазерного удаления хрусталика пласт эндотелиальных клеток роговицы был в целом сохранен (рис. 11). Определялись лишь единичные дефекты, включающие от 3 до 10 эндотелиальных клеток, в среднем  $10 \pm 2$  на всю роговицу. Структурно эндотелиальные клетки не имели грубых изменений. Потеря эндотелиальных клеток составила менее 1%. Морфологические исследования радужки, цилиарного тела и сетчатки не выявили патологических изменений.

## Обсуждение

Настоящее исследование выявило принципиальную возможность использования лазерной хирургии катаракты для интраоперационного дробления хрусталика с одновременной аспирацией.

Уже известны работы в этом направлении [2, 3, 6, 7, 9, 11], однако апробированные лазеры не в полной мере отвечали требованиям катарактальной хирургии по многим причинам. Это и невозможность подвести

## Discussion

The present study revealed the fundamental possibility of using laser cataract surgery for intraoperative lens fragmentation with simultaneous aspiration.

We know already of works in this area [2, 3, 6, 7, 9, 11], yet the tested lasers did not fully meet the requirements of cataractal surgery for many reasons. These include the impossibility of bringing in radiation by a light guide (excimer 193 nm [11]), cancerogenicity of radiation (excimer 248 and 309 nm [8, 11]), generation of a powerful acoustic wave, the light's high penetrating ability in eye tissue (Nd: YAG 1.06 nm) [13], and complexity of the systems of delivery of radiation to the studied object (Er: YAG 2.94 nm [2, 3], CO<sub>2</sub> 10.02 nm [5, 10, 20]). Therefore, the question of the most acceptable cataractal surgical laser remains open as yet.

The Nd:YAG laser (1.44 mm), we used, lacks the above described drawbacks and is equipped with effective and cheap light guides. The maximal depth of radiation penetration in water is 1 mm, which means that influence is local. The low cost of the main components of the Russian-made laser and the simple design are essential, which ultimately finds reflection in the instrument price. The damaging effect of the given laser on the lens is explained by the generation of a local acoustic wave owing to the absorption of radiation by water molecules in the lens and above its surface.

Studies have shown that practically with any tested energy value the lens could be divided into several segments and further fragmented into many small pieces. The rate of lens destruction was determined mainly by radiation energy. The energy levels, when the rate of destruction was clinically acceptable, are not high — 150–200 mJ, which is very important in terms of surgical safety for eye tissues. Comparison with ultrasound phacoemulsification indicates that we reached a manifold decrease in the total energy influence; the total time of influence is also many times smaller, the fre-

излучение по световоду (эксимер 193 нм [11]), и канцерогенность излучения (эксимер 248 и 309 нм [8, 11]), и генерация мощной акустической волны, и высокая проникающая способность света в тканях глаза (Nd: YAG 1,06 нм [13]), и сложность конструкции и систем доставки излучения к облучаемому объекту (Er: YAG 2,94 нм [2, 3], CO<sub>2</sub> 10,02 нм [5, 10, 12]). Поэтому вопрос о наиболее приемлемом лазере для хирургии катаракты на сегодняшний день остается открытым.

Используемый нами Nd: YAG (1,44 мкм) лазер лишен всех вышеописанных недостатков и оснащен эффективными и недорогостоящими световодами. Максимальная глубина проникновения излучения в воде 1 мм, следовательно, воздействие является локальным. Существенным моментом является низкая себестоимость основных компонентов отечественного лазера и простота конструкции, что в конечном итоге отражается на общей стоимости аппарата. Повреждающий эффект данного лазера на хрусталик обуславливается генерацией локальной акустической волны вследствие поглощения излучения молекулами воды в хрусталике и над его поверхностью.

Исследования показали, что практически при любом апробированном значении энергии можно было разделить хрусталик на несколько сегментов, и далее раздробить их на множество мелких фрагментов. Скорость разрушения хрусталика определялась, в основном, энергией излучения. Уровни энергии, при которых скорость разрушения была приемлема для клиники, невысокие — 150–200 мДж, что очень важно в плане безопасности операции для тканей глаза. Сравнение с ультразвуковой факоэмульсификацией свидетельствует о том, что нам удалось достигнуть многократного уменьшения суммарной энергетической мощности воздействия; общее время воздействия также во много раз меньше, частота излучения при лазерной факоэмульсификации в тысячу раз ниже [3].

Моделирование лазерной экстракции катаракты в чашке Петри показало, что эффективная аспирация может быть проведена либо при высоких значениях вакуума и малой энергии (100–150 мДж), либо наоборот — при малых значениях вакуума (100 мм) и высокой энергии излучения (300–400 мДж). Однако оба варианта не совсем приемлемы для клиники. Так, при высоком уровне вакуума создаются условия для повышенного расхода ирригационной жидкости, что может травмировать роговичный эндотелий. Если используются высокие уровни энергии, то создается угроза повреждения тканей глаза вследствие формирования интенсивной акустической волны. Нам представляется наиболее рациональным третий вариант методики лазерного удаления катаракты, для которого характерны средние уровни вакуума (150–200 мм) и относительно небольшая энергия излучения (200–250 мДж). Это связано с тем, что расход жидкости в данном случае не будет превышать допустимые

значения излучения в лазерной факоэмulsификации в 1000 раз [3].

The modelling of laser cataract extraction in the Petri dish showed that an effective aspiration may be carried out either with high vacuum values and low energy (100–150 mJ) or vice versa — with low vacuum values (100 mm) and high radiation energy (300–400 mJ). Yet both options are not quite acceptable for the clinic. A high vacuum level provides conditions for a higher expenditure of irrigation liquid, which may traumatize the corneal endothelium. The use of high energy levels threatens to injure eye tissues owing to the formation of an intensive acoustic wave. The most rational, we think, is a third method of laser cataract extraction of medium vacuum levels (150–200 mm) and of a relatively small radiation energy (200–250 mJ). This is due to the fact that expenditure of liquid in this case will not exceed permissible values for endocapsular removal of the lens (mean 40–50 ml/m) and the energy values are so that the intensity of the acoustic wave will not be injurious.

Experiments with animals showed a technical possibility of performing such operations directly on animal eyes. It should be noted that, compared with phacoemulsification, the technique of laser removal of cataract was more simple and less traumatic, since most manipulations in the anterior chamber involved a thin (600 μm) laser light guide, and not thick (2 mm) ultrasound tip. Morphological studies of the corneal endothelium, iris, ciliary body and retina did not reveal pathological changes. These data speak in favour of using an effective laser removal of cataract in clinical conditions. The results of early operations, we performed in a clinic, will be given in a later issue.

## Conclusions

1. Laser radiation permits to effectively crush cataractally changed human lenses.
2. Combined with an aspiration system, laser radiation, brought into the zone of operation by a light guide, makes it possible to remove within 2–3 m a rabbit eye lens with the use of laser energy of 200 mJ and the 150–200 mm vacuum level.
3. In comparison with ultrasound phacoemulsification, laser cataract extraction ensures a higher rate of operation, several times reducing the total expenditure of energy, by far simplifying the operation technique, which leads to the minimum of surgical traumaticity.

мых значений для операций по эндокапсулярному удалению хрусталика (в среднем 40–50 мл/мин), а энергетические значения таковы, что интенсивность акустической волны не будет травматичной.

Эксперименты на кроликах показали техническую возможность проведения подобного типа операций непосредственно в глазах животных. Следует указать, что по сравнению с факоэмульсификацией, техника лазерного удаления катаракты выглядела проще и менее травматично, так как основная часть манипуляций в передней камере проводилась не толстым (2 мм) ультразвуковым наконечником, а тонким (600 мкм) лазерным световодом. Морфологические исследования роговичного эндотелия, радужки, цилиарного тела и сетчатки глаза не выявили патологических изменений. Эти данные свидетельствуют о правомочности использования эффективного лазерного удаления катаракты в клинике. Результаты первых операций, выполненных нами в клинике, будут приведены в следующем сообщении.

## Выводы

1. Лазерное излучение позволяет эффективно дробить катарактальноизмененные хрусталики человека.
2. В комбинации с аспирационной системой излучение лазера, подводимое в зону операции по световоду позволяет за 2–3 мин удалить хрусталик в глазу кролика при использовании лазерной энергии 200 мДж и уровне вакуума 150–200 мм.
3. По сравнению с ультразвуковой факоэмульсификацией при лазерной экстракции катаракты достигается более высокая скорость операции, в несколько раз уменьшается суммарная затрата энергии, существенно упрощается техника операции, что сводит к минимуму травматичность вмешательства.

## Литература

1. Федоров С.Н., Копаева В.Г., Андреев Ю.В. Решение о выдаче патента РФ от 15.05.97 по заявке «Способ экстракции катаракты» № 95103955 с приоритетом от 20.03.95.

2. Berger J.W., Kim S.H., LaMarche K.J. et al. Er:YAG laser drilling of cataractous lens: predicting the ablation rate with a simple model // Proc. SPIE. – 1995. – Vol. 2393. – P. 148-159.

3. Berger J.W., Talamo J.H., LaMarche K.J. Temperature measurements during phacoemulsification and erbium:YAG laser phacoablation in model systems // J. Cataract Refract. Surg. – 1996. – Vol. 22. – P. 372-377.

4. Brinkmann U. Lasers find use in wide range of medical procedures // Laser Focus World European Electro-Optics. – 1992. – Vol. 3. – P. 15-17.

5. Esterowitz L., Hoffman C.A., Tran D.C., et al. Advantages of the 2,94-mk wavelength for medical laser applications // Technical Digest, Conference on Lasers and Electro-optics. – San Francisco, 1986. – P. 122.

6. Gailitis R.P., Patterson S.W., Samuels M.A. Comparison of laser phacovaporization using the Er-YAG and the Er-YSGG laser // Arch. Ophthalmol. – 1993. – Vol. 111. – P. 697-700.

7. Lane R.J., Puliafito C.A. Comparative study of the surgical application of the holmium and CO<sub>2</sub> lasers // Lasers Surg. Med. – 1986. – Vol. 6. – P. 259.

8. Loertscher H., Mandelbaum S., Parrish R.K., et al. Preliminary report on corneal incisions created by a hydrogen fluoride laser // Am J. Ophthalmol. – 1986. – Vol. 102. – P. 217-221.

9. Ross B.S., Puliafito C.A. Erbium-YAG and Holmium-YAG laser ablation of the lens // Lasers Surg. Med. – 1994. – Vol. 15. – P. 74-82.

10. Sinofsky E. Comparative thermal modeling of Er:YAG, Ho:YAG and CO<sub>2</sub> laser pulses for tissue vaporization // Proc. SPIE. – 1986. – Vol. 712. – P. 188-192.

11. Nanevicz T.M., Prince M.R., Gawande A.A. Excimer laser ablation of the lens // Arch. Ophthalmol. – 1986. – Vol. 104. – P. 1825-1829.

12. Walsh J.T., Deutsh T.F. Pulsed CO<sub>2</sub> laser tissue ablation: measurement of the ablation rate // Lasers Surg. Med. – 1988. – Vol. 8. – P. 264-275.

13. Vogel A., Hentschel W., Holzfuss J. Cavitation bubble dynamics and acoustic transient generation in ocular surgery with pulsed neodymium: YAG lasers // Ophthalmology. – 1986. – Vol. 93. – P. 1259-1269.

Поступила 23.06.97

## Вниманию читателей, проживающих за рубежом!

### Attention to foreign subscribers!

Вы можете оформить подписку на журнал "Офтальмохирургия" по каталогу агентства "Роспечат"

You can subscribe to "Ophthalmosurgery" journal through the "Rospechat" agency catalogue

## "RUSSIAN NEWSPAPERS & MAGAZINES - 1999"

Тел.: (007 095) 195 6677, 195 6418  
Факс: (007 095) 195 1431  
E-mail: 5014.g23@g23.relcom.ru  
Internet: <http://www.relcom.ru/rosp>

Phone: (007 095) 195 6677, 195 6418  
Fax: (007 095) 195 1431  
E-mail: 5014.g23@g23.relcom.ru  
Internet: <http://www.relcom.ru/rosp>