

Клинико-функциональные результаты хирургии катаракты с использованием комбинации неодимового YAG (1,44 мкм) и гелий-неонового (0,63 мкм) лазерных источников для фрагментации хрусталика

С.Ю. Копаев, Б.Э. Малюгин, В.Г. Копаева

ФГБУ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Фёдорова» Минздрава России, Москва

РЕФЕРАТ

Цель. Оценить в сравнительном аспекте результаты клинического применения микроинвазивной лазерной экстракции катаракты (мЛЭК) на основе комбинированного воздействия эндодиссектора (неодимового YAG-лазера 1,44 мкм) и биостимулятора (низкоинтенсивного гелий-неонового лазера 0,63 мкм) с методиками базовой лазерной экстракции катаракты (ЛЭК) и микроинвазивной ультразвуковой факоэмульсификации (мФЭК).

Материал и методы. Экстракцию возрастной катаракты с внутрикапсульной имплантацией эластичных моделей интраокулярных линз (ИОЛ) проводили в 3-х группах пациентов, мЛЭК выполнена на 148 глазах, ЛЭК – на 176 глазах и мФЭК – на 204 глазах.

Результаты. Операции протекали без осложнений, а послеоперационный период – с минимальной реактивностью.

При мЛЭК в сравнении с ЛЭК отмечено снижение энергетических затрат, объемов ирригации, величины индуцированного астигматизма, толщины роговицы и потери клеток ЗЭР. При сравнении мЛЭК с мФЭК выявлено в 2 раза меньшее количество отеков роговицы, транзиторной гипертензии и потери клеток заднего эпителия роговицы.

Заключение. Разработанная технология мЛЭК с использованием двух видов лазерного излучения обладает рядом существенных клинических преимуществ, обеспечивая большую безопасность и эффективность оперативного лечения пациентов с возрастной катарактой.

Ключевые слова: ультразвук, лазер, факоэмульсификация, катаракта, острота зрения, индуцированный астигматизм, осложнения, эндотелий роговицы. ■

Авторы не имеют финансовых или имущественных интересов в упомянутых материале и методах.

Офтальмохирургия.– 2014.– № 4.– С. 22–28.

ABSTRACT

Clinical and Functional Results of Cataract Surgery Employing a Combination of Nd-YAG (1.44μm) and He-Ne (0.63μm) Laser Radiation for Crystalline Lens Fragmentation

S.Y. Kopayev, B.E. Malyugin, V.G. Kopayeva

The S. Fyodorov Eye Microsurgery Federal State Institution, Moscow

Purpose. To investigate and compare the results of clinical application of microinvasive laser cataract extraction (mLCE) based on combined impact of endodissector (Nd-YAG laser 1.44μm) and bio-stimulator (low-power He-Ne laser 0.63μm) with a basic laser cataract extraction technique (LCE) and microinvasive ultrasound phacoemulsification (mPE).

Material and methods. Senile cataract extraction with implantation of elastic IOLs into capsular bag was performed in 3 groups of patients: mLCE was performed in 148 eyes, LCE – in 176 eyes and mPE – in 204 eyes.

Results. As a whole, surgery and postoperative period coursed with no complications and with minimal reactivity. When compared mLCE with LCE there were reduced energy power, reduced

volume of irrigation, less induced astigmatism, better corneal thickness and endothelial cell count loss. When compared mLCE with mPE, the number of eyes with corneal edema was 2 times less, along with reduced transient hypertension and corneal endothelial cell count loss.

Conclusion. The developed mLCE technology using two kinds of laser radiations, has several significant clinical advantages providing better safety and efficacy of senile cataract surgical treatment.

Key words: ultrasound, laser, phacoemulsification, cataract, visual acuity, induced astigmatism, complications, corneal endothelium. ■

No author has a financial or proprietary interest in any material or method mentioned.

Ophthalmosurgery.– 2014.– No. 4.– P. 22–28.

В катарактальной хирургии альтернативой ультразвуку, широко используемому в настоящее время для фрагментации катарактального хрусталика, может быть излучение в оптическом диапазоне. Известны варианты технологий, предполагающие транскорнеальную доставку неодимового YAG-лазерного излучения с целью вскрытия передней капсулы и размягчения ядра хрусталика. Однако они не позволили полностью отказаться от использования ультразвука и, вследствие отсутствия явных преимуществ перед фактоэмульсификацией, не нашли широкого использования в практике [2, 9, 12, 18, 24, 25]. Внедрение фемтосекундных лазеров открыло новые перспективы в разработке двухэтапной технологии хирургии, которые в настоящее время интенсивно изучаются многими отечественными и зарубежными исследователями [22, 26, 32].

Очевидно, что доставка энергии непосредственно к хрусталику обладает рядом преимуществ, среди которых основными представляются адресная доставка энергии, predisполагающая к снижению энергетических параметров, и уменьшение вероятности коллатерального повреждения тканей. Однако на пути практической реализации данных потенциальных преимуществ были встречены объективные сложности. Так, технологии лазерного факолизиса [19, 20], основанные на доставке в полость глаза неодимового YAG-лазера с длиной волны 1,06 мкм и эрбиевого YAG-лазера (2,94 мкм) [21, 23, 31], не обеспечили должной эффективности фрагментации катарактально измененного ядра хрусталика и в большинстве случаев требовали для этой цели привлечения ультразвука [27–30].

Специалистами отечественной офтальмохирургической школы под

руководством академика С.Н. Федорова начиная с 1994 г. последовательно, в эксперименте и в клинике, был разработан эффективный способ лазерной экстракции катаракты (ЛЭК) на основе применения неодимового YAG-лазера 1,44 мкм [6, 15, 16]. Следует подчеркнуть, что данная длина волны ранее в офтальмологии применения не находила.

Дальнейшим развитием данной работы стало экспериментально-клиническое обоснование принципиально новой концепции соединения 2-х видов лазерного излучения: неодимового YAG (1,44 мкм) и гелий-неонового (0,63 мкм), доставляемых непосредственно в полость глаза по одному световоду. При этом первый, высокоэнергетический, обеспечивает эффективную фрагментацию хрусталика в широком диапазоне плотностей ядра, а второй, низкоинтенсивный, является триггером, активирующим репаративно-регенераторные процессы в тканях переднего отрезка глаза на начальных этапах запуска патологических механизмов внутриклеточных изменений. Хорошо известен факт дефицита в стрессовых ситуациях и, в особенности в условиях травмы красных квантов энергии, необходимых для нормального осуществления фотохимических процессов и регенерации клеток [1]. Использование гелий-неонового лазера в хирургии катаракты обеспечивает внутриклеточную активацию регенераторных процессов и является биологической основой профилактики послеоперационных воспалительных и дистрофических процессов [10, 11, 14, 17].

ЦЕЛЬ

Разработка технологии микроинвазивной лазерной экстракции ката-

ракты (мЛЭК), основанной на одновременном использовании неодимового YAG (1,44 мкм) и гелий-неонового (0,63 мкм) лазеров, а также сравнительная клиническая оценка с методами базовой ЛЭК и микроинвазивной ультразвуковой фактоэмульсификацией (мФЭК).

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Работа базируется на оценке результатов удаления возрастной катаракты средней и высокой степени плотности на 528 глазах 528 пациентов в возрасте от 65 до 95 лет, которые были разделены на 3 группы. В первую (основную) группу включены 148 пациентов, которым оперативное лечение выполняли по новой методике микроинвазивной лазерной экстракции катаракты. Во вторую вошли 176 пациентов, оперированных с использованием базовой технологии ЛЭК [15]. Третью группу составили 204 пациента, которым выполняли микроинвазивную ультразвуковую фактоэмульсификацию (мФЭК). Группы исследования были сопоставимы по половозрастному составу. Во всех случаях применяли эластичные модели ИОЛ, вводимые внутрь капсульной сумки (AcrySof Natural SN60AT; PhysIOL micro AY; HOYA AF-1 iMics1 NY-60).

Техника оперативных вмешательств

Основные этапы всех оперативных вмешательств были сходными и включали в себя антисептическую подготовку операционного поля, наложение векорасширителя, проведение роговичных туннельных разрезов, число и расположение которых варьировало в зависимости от вида оперативного вмешательства. Далее переднюю камеру заполняли вискоэластиком, микропинцетом выполняли передний капсулорексис, фрагментировали и аспирировали ядро хрусталика, удаляли кортикальные массы, имплантировали ИОЛ, вымывали вискоэластик. По завершении операции края раны гидратировали для лучшей герметизации. Операцию заканчивали введением смеси антибиотика и кортикостероида под конъюнктиву.

Для корреспонденции:

Копеев Сергей Юрьевич, канд. мед. наук, ст. научн. сотрудник отдела хирургии хрусталика и интраокулярной коррекции;

Малюгин Борис Эдуардович, докт. мед. наук, профессор, зам. ген. директора по научн. работе;

Копеева Валентина Григорьевна, докт. мед. наук, профессор, гл. научн. консультант ФГБУ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова» Минздрава России

Адрес: 127486, Москва, Бескудниковский бульвар, 59а

Тел.: (499) 488-8406

E-mail: info@mntk.ru

Операцию ультразвуковой микроинвазивной факоэмульсификации осуществляли по описанной ранее технологии [7, 8]. Использовали самогерметизирующийся роговичный доступ шириной 1,8 мм. При фрагментации ядра хрусталика сочетали механическое и ультразвуковое воздействие по методике «фако-чоп» с использованием непрерывного ультразвука мощностью до 40% и вакуума 380 мм рт.ст.

Особенностями нового микроинвазивного варианта мЛЭК [13], отличающимися его от исходного базового варианта данной технологии, являются следующие. Конструктивно лазерный световод помещен в ирригационный наконечник и отделен от аспирационного контура (рис. 1). Это позволяет оптимизировать геометрические параметры энергетических и гидродинамических процессов в передней камере гла-



Рис. 1. Микроинвазивная технология ЛЭК. Справа – лазерный наконечник + ирригация в разрезе 1,8 мм. Слева – капилляр аспирации в разрезе 1,8 мм

за. Оперативное вмешательство выполняют из двух равновеликих самогерметизирующихся роговичных разрезов шириной 1,8 мм, что является действенной профилактикой индуцированного астигматизма. Рабочие концы двух наконечников сходятся в центре передней камеры глаза под прямым углом друг к другу, обеспечивая оптимальную эргономику манипуляций на этапах фрагментации и эвакуации содержимого капсульной сумки хрусталика. Следует также отметить, что в базовом варианте ЛЭК ирригационный и аспирационный контур совмещены в одном наконечнике, для которого требуется разрез 2,75 мм. Световод вводится в полость глаза через отдельный роговичный разрез, равный 1,0 мм.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Интраоперационные параметры в исследуемых группах при оперативном лечении катаракт малой и средней плотности существенно не отличались. Наиболее выраженной была разница показателей в подгруппах с ядрами хрусталиков высокой плотности (табл. 1).

Расход ирригационного раствора и количество аспирата при удалении плотных катаракт в процессе мЛЭК уменьшились в 1,5 раза по сравнению с ЛЭК. При мЛЭК в сравнении с мФЭК было затрачено на 51% больше ирригационного раствора (219±54 мл и 145±23 мл соответственно) ($p<0,01$). Это связано с тем, что в лазерной тех-

нологии отсутствовал этап мануальной фрагментации ядра хрусталика и весь процесс дробления проходил под действием энергии лазера при включенной ирригации. Время работы лазера в ходе удаления катаракт высокой плотности при мЛЭК (143 ± 32 сек) было в 2,1 раза больше, чем время работы ультразвука (68 ± 24 сек) ($p<0,05$).

Во время операций в группах мЛЭК, ЛЭК и мФЭК отмечали разную частоту осложнений, которая составила 4,7, 6,2 и 8,8% соответственно: травма радужки (0,6, 0,7, 0,9%), разрывы задней капсулы хрусталика (2,0, 3,4, 2,9%), локальный отрыв цинновой связки (2,0, 1,1, 2,9%), фильтрация раны (0, 1,1, 1,9%). Они не были связаны с этапами, когда использовалась лазерная или ультразвуковая энергия, возникали при вымывании остаточных хрусталиковых масс или при введении ИОЛ.

Одним из основных осложнений раннего послеоперационного периода была офтальмогипертензия. Количество случаев появления послеоперационных гипертензий по группам различно (табл. 2). После ультразвуковой факоэмульсификации отмечено 2,9%, что в 2,1 раза больше, чем после мЛЭК (1,35%). При офтальмотонусе, превышающем 25 мм рт.ст., с целью компенсации ВГД назначали раствор 1% бринзоламида 2 раза в день.

Отек роговицы у пациентов с высокой плотностью ядра хрусталика и интраоперационными осложнениями выявлялся в группе микроинвазивной лазерной операции мЛЭК в 2 раза реже по сравнению с микроинвазивной ультразвуковой факоэмульсификацией мФЭК (0,7 и 1,5% соответственно).

Экссудативную реакцию в послеоперационном периоде можно считать ответом на полученную радужкой и цилиарным телом значительную механическую или звуко-химическую травму, которую наблюдали у 6 пациентов после мФЭК (2,9%) и у 1-го пациента после ЛЭК (0,6%) и не отмечали в группе мЛЭК.

Частоту отеков роговицы (0,7%) и транзиторную гипертензию (1,3%) в основной группе при использовании лазерной энергии отмечали в 2 раза реже, чем в группе мФЭК (1,5 и 2,9% соответственно).

В отдаленные сроки до 1 года после мЛЭК также констатировали меньшее количество осложнений (5,4%) в сопоставлении с мФЭК (10,3%) и не суще-

Таблица 1

Энергетические затраты и расход ирригационного раствора при удалении катаракт с высокой плотностью ядра в трех группах наблюдения

Исследуемый показатель	1 группа (мЛЭК), n=53	2 группа (тЛЭК), n=55	3 группа (мФЭК), n=34
Лазерная энергия (мДж)	275±25	290±30	-
Мощность УЗ (%)	-	-	38±6 %
Время работы (сек)	143±32**	161±43	68±24
Ирригационный расход V (мл)	219±54*	311±66	145±23
Аспирационный объем v (мл)	195±34*	279±47	129±11
Потеря раствора V-v (мл)	24±9	32±13	16±7

Примечание: М – среднее значение, σ – среднее квадратичное отклонение, n – число наблюдений в группе, * $p<0,05$ является статистически значимым по отношению ко второй группе, ** $p<0,05$ является статистически значимым по отношению к третьей группе.

ственно меньше в сравнении с базовой операцией ЛЭК (6,3%).

Стабилизация зрительных функций в группе пациентов с мЛЭК в сравнении с ЛЭК отмечена в более ранние сроки (табл. 3). Мы связываем этот факт с меньшей шириной операционных доступов и, следовательно, меньшей индукцией астигматизма. Через 3 мес. после операции во всех группах пациенты получили высокие, максимально возможные зрительные функции. Статистической разницы между 1 и 2 группой, а также между 1 и 3 группой в последующие сроки уже не отмечали.

Общая тенденция изменений гидродинамики глаза в результате энергетической хирургии катаракты проявлялась резким подъемом истинного внутриглазного давления на 1-2 сутки после операции и постепенным снижением, близким к исходному уровню к концу первого месяца (рис. 2), однако при этом полной стабилизации гидродинамики в этот период еще не отмечали. Дальнейшее снижение уровня истинного внутриглазного давления продолжалось вплоть до 1-1,5 лет наблюдения.

Наряду с описанной общей закономерностью изменений гидродинамики выявлены показатели, отличительные для разных групп наблюдения. Они, в частности, характеризовались меньшей степенью гидродинамических расстройств при использовании лазерной энергии в сравнении с ультразвуковой. Это выражалось снижением в 2 раза степени подъема ВГД в первые дни после операции и меньшим уровнем снижения офтальмотонуса в отдаленные сроки.

Снижение индуцированного астигматизма в группе мЛЭК до минимального значения происходило через 2 недели, а в группах ЛЭК и мФЭК – через 1 мес. после хирургического вмешательства (табл. 4).

Кератопаксиметрические исследования (табл. 5) свидетельствуют о том, что после мЛЭК отмечено значительное, в 2,5 раза меньшее увеличение толщины роговицы ($\Delta(8,5 \pm 0,7)$) по сравнению с данными после мФЭК ($\Delta(21,6 \pm 0,9)$). Через 2-3 дня после операции отек стромы роговицы клинически уже не определялся, в то время как по данным кератопаксиметрии утолщение роговицы в центре еще регистрировалось. Этим можно объяснить ран-

Таблица 2

Осложнения раннего послеоперационного периода в трех группах наблюдений (кол-во случаев, %)

Осложнения раннего послеоперационного периода	1 группа (мЛЭК), n=148		2 группа (ЛЭК), n=176		3 группа (мФЭК), n=204	
	n	%	n	%	n	%
Транзиторная гипертензия	2	1,3	3	1,7	6	2,9
Экссудативная реакция	-	-	1	0,6	6	2,9
Отек роговицы более 3 суток	1	0,7	1	0,6	3	1,5
Выпадение хрусталиковых масс	-	-	-	-	3	1,5
Децентрация ИОЛ	-	-	1	0,6	1	0,5
Всего	3	2,0%	6	3,5%	19	9,3%

Примечание: n – кол-во наблюдений в группе.

Таблица 3

Острота зрения с коррекцией в динамике в трех группах наблюдения ($M \pm \sigma$)

Сроки наблюдения	1 группа (мЛЭК), n=148	2 группа (ЛЭК), n=176	3 группа (мФЭК), n=204
	Vis ($M \pm \sigma$)	Vis ($M \pm \sigma$)	Vis ($M \pm \sigma$)
До операции	0,21±0,19	0,25±0,21	0,3±0,24
При выписке на 1-3 сут.	0,74±0,15*	0,65±0,18	0,72±0,10
Через 1 мес.	0,88±0,09	0,80±0,11	0,83±0,09
Через 3 мес.	0,90±0,06	0,84±0,07	0,87±0,05
Через 6 мес.	0,90±0,06	0,86±0,06	0,86±0,06
Через 12 мес.	0,90±0,06	0,86±0,07	0,88±0,06
Через 18 мес.	0,87±0,07	0,86±0,05	0,87±0,06

Примечание: M – среднее значение, σ – среднее квадратичное отклонение, n – кол-во наблюдений в группе; $p < 0,05$ по отношению ко 2 группе.

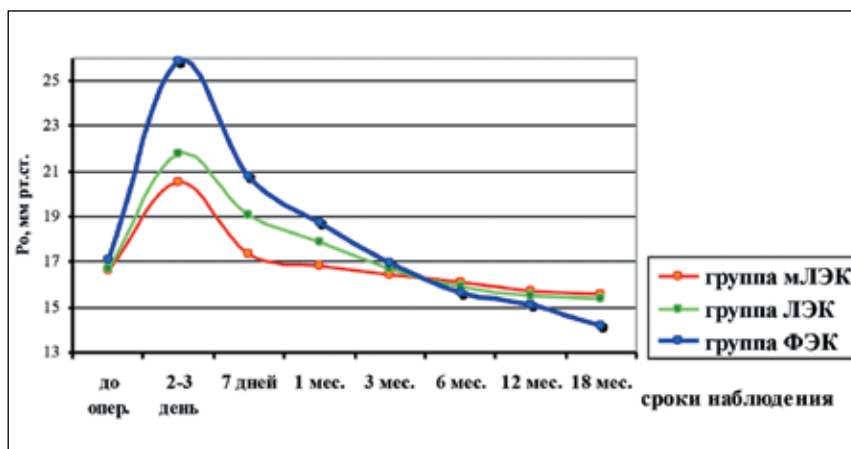


Рис. 2. Сравнительные показатели динамики истинного внутриглазного давления (P_o) после удаления катаракт высокой степени плотности различными методами энергетической хирургии

ние отклонения в оценке рефракции глаза, которые восстанавливаются к 1 мес. после операции. Между группами лазерной микроинвазивной операции и базовой ЛЭК различия были не существенными.

Потеря клеток ЗЭР через 1 мес. после лазерной хирургии была в 2 раза меньше в сравнении с ультразвуковой

(табл. 6). Через год после удаления катаракты потеря клеток в группах мЛЭК и мФЭК составила $5,6 \pm 0,2\%$ и $10,2 \pm 0,3\%$ соответственно ($p < 0,05$).

Эхобиометрическая картина толщины цилиарного тела возвращалась к исходным параметрам через 15-18 дней после мЛЭК, через 30-45 дней – после ЛЭК и через 80-90 дней – после

мФЭК (рис. 3). Грубого отрицательного влияния лазерной или ультразвуковой энергии на структуру цилиарного тела по эхобиомикроскопическим признакам ни в одном случае не было отмечено.

ОБСУЖДЕНИЕ

Сопоставляя результаты проведенных исследований с данными литературы, следует отметить, что предложенная в настоящей работе микроинвазивная технология экстракции катаракты с использованием двух видов разноцелевых лазерных излучений не имеет аналогов и обладает рядом уникальных свойств. К ним следует отнести: возможность разрушения ядер хрусталиков любой степени плотности и комбинированное энергетическое воздействие, включающее диссекцию тканей при одномоментной биостимуляции реактивных процессов в клеточно-тканевых элементах глазного яблока. В ходе фрагментации хрусталика энергия эндодиссектора не выходит за пределы хрусталика, не нужна мануальная фрагментация ядра, так как на определенном этапе происходит самопроизвольный раскол и расслоение ядра. Изменение пространственной геометрии лазерных и гидродинамических воздействий в полости глаза путем отделения ирригации от аспирации и перемещения ее коаксиально лазерному световоду исключило генерацию конкурентных, разнонаправленных потоков жидкости (ирригации и аспирации), снизило турбулентность и обеспечило упорядоченное, направленное перемещение фрагментов хрусталика в направлении аспирационного капилляра. Это также дало возможность сократить объем движений наконечников в передней камере глаза и, как результат, снизить стрессовую нагрузку на циннову связку, капсулу хрусталика и цилиарное тело.

Лазерный наконечник не нагревается, поэтому нет опасности ожога роговицы даже в случае окклюзии аспирационного отверстия. Поэтому отсутствует необходимость охлаждения наконечника. Это позволяет плотно тампонировать проколы в роговице наконечниками, обеспечивая герметичность глаза в ходе операции, стабильность передней камеры вслед-

Таблица 4

Роговичный астигматизм до операции и индуцированный астигматизм после энергетической хирургии катаракты в группах наблюдения, ($M \pm \sigma$) дптр, Δ ($M \pm \sigma$) дптр

Сроки наблюдения	1 группа (мЛЭК), n=148	2 группа (ЛЭК), n=176	3 группа (мФЭК), n=204
	Астигматизм ($M \pm \sigma$), дптр	Астигматизм ($M \pm \sigma$), дптр	Астигматизм ($M \pm \sigma$), дптр
До операции, дптр	$0,73 \pm 0,31$	$0,70 \pm 0,27$	$0,68 \pm 0,35$
Величина индуцированного астигматизма через сутки, Δ	$\Delta 0,42 \pm 0,19^{**}$	$\Delta 0,91 \pm 0,21$	$\Delta 0,46 \pm 0,20^{**}$
Через 2 недели, Δ	$\Delta 0,17 \pm 0,12^*$	$\Delta 0,32 \pm 0,16$	$\Delta 0,22 \pm 0,17$
Через 1 мес., Δ	$\Delta 0,11 \pm 0,09^*$	$\Delta 0,21 \pm 0,12^*$	$\Delta 0,14 \pm 0,08^*$
Через 3 мес., Δ	$\Delta 0,07 \pm 0,04^*$	$\Delta 0,10 \pm 0,09^*$	$\Delta 0,07 \pm 0,08^*$
Через 6 мес., Δ	$\Delta 0,05 \pm 0,06^*$	$\Delta 0,08 \pm 0,08^*$	$\Delta 0,07 \pm 0,07^*$

Примечание: М – среднее значение, σ – среднее квадратичное отклонение, n – кол-во наблюдений в группе, * $p < 0,01$ является статистически значимым по отношению к 1-3 суткам, ** $p < 0,05$ является статистически значимым по отношению ко второй группе в те же сроки наблюдения.

Таблица 5

Кератопахиметрия до и после удаления катаракт высокой плотности в зависимости от способа хирургического лечения, ($M \pm \sigma$) мкм, Δ ($M \pm \sigma$) мкм

Сроки наблюдения	1 группа (мЛЭК), n=36	2 группа (тЛЭК), n=38	3 группа (мФЭК), n=33
До операции	$533,0 \pm 31,7$	$532,8 \pm 29,8$	$531,5 \pm 31,1$
1 сутки	$541,5 \pm 32,3$ $\Delta(8,5 \pm 0,7)$	$541,9 \pm 31,2$ $\Delta(9,1 \pm 0,9)$	$553,1 \pm 32,4$ $\Delta(21,6 \pm 0,9)^*$
7 сутки	$538,3 \pm 30,1$ $\Delta(5,2 \pm 0,7)$	$538,0 \pm 30,6$ $\Delta(5,3 \pm 0,8)$	$543,8 \pm 32,2$ $\Delta(12,3 \pm 1,0)^*$
1 мес.	$533,2 \pm 30,7$ $\Delta(0,2 \pm 0,5)$	$533,9 \pm 29,8$ $\Delta(1,1 \pm 0,7)$	$538,2 \pm 31,3$ $\Delta(6,7 \pm 0,9)$
3 мес.	$533,0 \pm 32,3$ $\Delta(0,03 \pm 0,4)$	$533,1 \pm 30,2$ $\Delta(0,4 \pm 0,5)$	$533,4 \pm 30,9$ $\Delta(1,9 \pm 0,7)$

Примечание: М – среднее значение кератопахиметрии, σ – среднее квадратичное отклонение, n – кол-во наблюдений в группе, * $p \leq 0,05$ является статистически значимым по отношению к 1 группе наблюдений в те же сроки.

ствие отсутствия перепадов давления. Это, в свою очередь, обеспечивает меньший расход физиологического раствора, лучшее сохранение слоя вискоэластика и меньшую травматизацию задней поверхности роговицы потоками жидкости, а также снижает отрицательное влияние на микроциркуляторное русло увеального тракта.

Одна из важных отличительных особенностей лазерной хирургии катаракты заключается в том, что рабочие наконечники не являются режущими инструментами и в ходе операции касаются поверхности хрусталика без нажима и давления на него. При удалении лазерного наконечника от поверхности хрусталика на расстоянии 0,3-0,8 мм в зависимости от уровня используемой энергии эффект разрушения прекращается, так как энергия неодимового YAG-лазера (1,44 мкм) имеет высокий коэффициент поглощения водой.

Второй наконечник-аспиратор изготовлен из материала (кварц), прозрачного как для глаза хирурга, так и для лазерного излучения, поэтому его рабочая часть не повреждается излучением, имеет эффект внутренних отражений для концентрации лазерной энергии в полости трубочки, что позволяет разрушать хрусталиковые массы как снаружи, так и внутри аспирационного канала.

Гелий-неоновый лазер осуществляет одновременно функции энергетического биостимулятора и светового маркера-индикатора невидимого излучения неодимового YAG-лазера, обеспечивая трансиллюминацию при работе в глубине слоев хрусталика. К клиническим проявлениям последствий воздействия гелий-неонового лазера мы относим быстрое восстановление живой реакции зрачка на свет, уменьшение послеоперационных экссудативных проявлений, отмеченное у пациентов после МЛЭК, а также меньшую степень послеоперационной гидратации центрального отдела роговицы и сниженную потерю плотности клеток ЗЭР.

Большая эффективность и безопасность лазерной хирургии в сравнении с ультразвуковой объясняется, прежде всего, физическими свойствами энергии, среди которых – локальное воздействие излучения, строго ограниченное высоким коэффициентом поглощения водой. Энергия не

Таблица 6
Динамика количества (кл./мм²) и потери клеток ЗЭР (%) в глазах с плотными ядрами хрусталика в трех группах наблюдения (М±σ)

Период исследования	1 группа (МЛЭК), n=36	2 группа (ЛЭК), n=38	3 группа (МФЭК), n=33
Исходное значение	2353,2±205	2318,8±230	2244,7±141
1 мес. после операции	2263,7±188 Δ(3,8±0,4%)*	2191,3±213 Δ(5,5±0,2%)	2078,6±190 Δ(7,3±0,2%)
3 мес. после операции	2235,5±193 Δ(5,0±0,3%)*	2184,4±196 Δ(5,8±0,3%)	2058,4±188 Δ(8,1±0,4%)
6 мес. после операции	2226,1±168 Δ(5,4±0,3%)*	2172,7±188 Δ(6,3±0,2%)	2020,2±203 Δ(9,8±0,3%)
12 мес. после операции	2221,4±173 Δ(5,6±0,2%)*	2168,1±184 Δ(6,5±0,3%)	2015,7±185 Δ(10,2±0,3%)

Примечание: М – среднее значение плотности клеток ЗЭР, σ – среднее квадратичное отклонение от среднего значения, n – кол-во наблюдений в группе, * p<0,05 является статистически значимым по сравнению с третьей группой в те же сроки наблюдения.

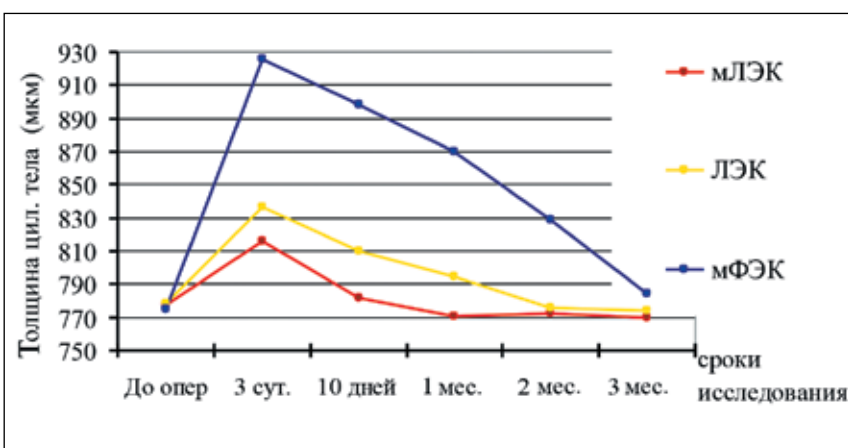


Рис. 3. Реакция цилиарного тела на удаление катаракт высокой плотности в группах наблюдения

выходит за пределы капсулы хрусталика. Для ультразвука, наоборот, водная среда вокруг хрусталика является хорошим проводником энергии к внутриглазным структурам. Безусловно, имеет значение и технология лазерной фрагментации хрусталика. Разрушение катаракты выполняется в виде кратера от центра к периферии. При этом наружная часть хрусталика удерживает форму капсульного мешка, предотвращая подвижность задней капсулы и исключая тракции на циннову связку и цилиарное тело.

Микроинвазивный характер новой технологии лазерной экстракции катаракты способствует ускоренной и полноценной реабилитации пациентов, снижая риски развития послеоперационных осложнений.

Изменения гидродинамики глаза после энергетических операций вызваны общехирургической травмой

на фоне разгерметизации глаза, воздействием энергии и ирригационной жидкости в процессе операции, а в послеоперационном периоде коррекцию гидродинамики поддерживает изменившийся анатомический статус глаза – углубление передней камеры и подвижность радужки.

Экспериментальные исследования, выполненные нами ранее на органо-типических клеточных культурах переднего и заднего эпителия роговицы, пигментного эпителия сетчатки и стромальных клеток лимбальной зоны, показали, что после одновременного эндоокулярного использования двух разноцелевых излучений – неодимового YAG (1,44 мкм) и гелий-неонового (0,63 мкм) лазеров – не выявлено фототоксического эффекта. В сравнении с контрольными необлученными культурами отмечен положительный биологический эффект, кото-

рый проявлялся стимуляцией репаративных процессов покровного эпителия роговицы, пигментного эпителия сетчатки, стромальных клеток лимба, пролонгированием сроков переживания клеточно-тканевых культур заднего эпителия роговицы, а также комплексом клеточных и молекулярно-биологических показателей, обеспечивающих ускорение послеоперационных репаративных процессов, подавлением посттравматической воспалительной реакции. Подтверждена активация системы клеточного генома, проявляющаяся процессами внутриклеточной репарации оргanelл. Также не отмечено подавления биостимулирующего эффекта низкоинтенсивного излучения He-Ne-лазера (0,63 мкм) высокоэнергетическим излучением неодимового YAG-лазера (1,44 мкм).

Выполненные нами ранее морфологические исследования [3-5] свидетельствуют о полной сохранности изученных высокочувствительных структур клеток переднего, среднего и заднего отделов глаза после хирургии катаракты с использованием комбинированных лазерных источников.

ВЫВОДЫ

1. Разработанная микроинвазивная технология комбинированной лазерной экстракции катаракты, основанная на применении высокоэнергетического неодимового YAG-лазера (1,44 мкм) в качестве эндодиссектора одновременно с низкоинтенсивным излучением гелий-неонового лазера (0,63 мкм), позволяет совместить хирургический эффект разрушения хрусталиков любой степени плотности с лечебно-профилактической активацией репаративных процессов в начальной фазе формирования посттравматического воспалительного процесса, предотвращая его дальнейшее развитие.
2. Принципиально новое техническое решение в катарактальной хирургии, основанное на изменении позиций энергетических и гидродинамических процессов операции, путем разделения встречных потоков (иригации и аспирации) и соединения одноподанных функций (подачи энергии и физиологического раствора) в одном наконечнике обеспечивает оптимальную эргономику и мини-

мальную травматичность хирургического вмешательства.

3. Преимущества МЛЭК, в сравнении с базовым вариантом лазерной экстракции и с ультразвуковой факоэмульсификацией, максимально выражены при удалении твердых катаракт, обеспечивая ускоренное восстановление зрительных функций и полноценную реабилитацию данной категории пациентов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Памалея Н.Ф. Механизмы биологического действия излучения лазеров // Лазеры в клинической медицине / Под ред. Плещева С.Д. – М.: Медицина, 1996. – С. 51-58.
2. Егорова Э.В., Петрова О.А. Дозированная ИАГ-лазерная передняя капсулотомия // Съезд офтальмологов СССР, 5-й. – Уфа, 1987. – С. 492-494.
3. Конаев С.Ю., Конаева В.Г., Борзенко С.А., Алборова В.У. Состояние пигментного эпителия сетчатки после лазерной и ультразвуковой факофрагментации. Электронно-микроскопическое исследование в эксперименте. Сообщение 1 // Офтальмохирургия. – 2013. – № 4. – С. 16-20.
4. Конаев С.Ю., Конаева В.Г., Борзенко С.А., Алборова В.У. Состояние эпителия цилиарного тела после лазерной и ультразвуковой факофрагментации. Электронно-микроскопическое исследование в эксперименте. Сообщение 2 // Офтальмохирургия. – 2014. – № 1. – С. 15-18.
5. Конаев С.Ю., Борзенко С.А., Конаева В.Г., Алборова В.У. Состояние заднего эпителия роговицы после лазерной и ультразвуковой факофрагментации. Электронно-микроскопическое исследование в эксперименте. Сообщение 3 // Офтальмохирургия. – 2014. – № 2. – С. 6-9.
6. Конаева В.Г., Андреев Ю.В., Беликов А.В. и др. Лазерная экстракция бурых катаракт с ND-YAG лазером 1,44 мкм // Вест. офтальмол. – 2002. – Т. 118, № 1. – С. 22-26.
7. Малюгин Б.Э. Современный статус и перспективы развития хирургии катаракты и интраокулярной коррекции // Съезд офтальмологов России, 8-ой: Тез. докл. – М., 2005. – С. 556-558.
8. Малюгин Б.Э. Медико-технологическая система хирургической реабилитации пациентов с катарактой на основе ультразвуковой факоэмульсификации с имплантацией ИОЛ: Автореф. дис. ... докт. мед. наук. – М., 2002. – 49 с.
9. Петрова О.А. ИАГ-лазерная передняя капсулотомия и ее влияние на морфологическое и функциональное состояние глаза: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., 1987. – 24 с.
10. Семенов А.Д., Магарамов Д.А., Сумская Л.В. и др. Использование низкоинтенсивного гелий-неонового лазерного излучения при лечении вторичной эндотелиально-эпителиальной дистрофии роговицы: Метод. рекомендации. – М., 1987. – 7 с.
11. Сутова М.В., Глинская Н.Ю., Трунова О.В., Смирнова Н.С. Методические аспекты применения в терапии низкоинтенсивного лазерного излучения: Пособ. для врачей. – М.: НПО Волна, 1995. – 55 с.
12. Терещенко А.В. Оптимизация энергетических параметров ультразвуковой и лазерной хирургии катаракты с помощью предварительного транскорнеального эндотомического ИАГ-лазерного воздействия на ядра катарактальных хрусталиков: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., 2002. – 20 с.
13. Тахчиди Х.П., Конаева В.Г., Беликов А.В., Конаев С.Ю. Патент РФ № 2477110 с приоритетом от 04.02.2011 г. «Лазерная офтальмологическая многофункциональная система» // Бюл. № 7 от 10.03.13 г.
14. Ульянов В.Г., Щуко А.Г., Пьянков В.З. Лазерная физиотерапия и стимуляция в офтальмологии: методические рекомендации. – Иркутск, 1996. – 20 с.
15. Федоров С.Н., Конаева В.Г., Андреев Ю.В. и др. Результаты 1000 лазерных экстракций катаракты // Офтальмохирургия. – 1999. – № 3. – С. 3-14.
16. Федоров С.Н., Конаева В.Г., Андреев Ю.В. и др. Способ лазерной экстракции катаракты. Патент РФ № 2102048 с приоритетом от 20.03.1995 г. // Бюл. № 2 от 20.01.1998 г.
17. Ходжаев Н.С. Хирургия катаракты с использованием малых разрезов: клинико-теоретическое обоснование: Автореф. дис. ... докт. мед. наук. – М., 2000. – 48 с.
18. Bath P.E., Mueller G., Apple D.J. et al. Excimer laser lens ablation // Arch. Ophthalmol. – 1987. – Vol. 105. – P. 1164-1165.
19. Dodick J.M. Neodymium-YAG laser phacolysis of the human cataractous lens // Arch. ophthalmol. – 1993. – Vol. 111. – P. 903-904.
20. Dodick J.M., Christensen J. Experimental studies on the development and propagation of shock waves created by the interaction of short Nd:YAG laser phacolysis of the cataractous human lens // J. Cataract Refract. Surg. – 1991. – Vol. 17. – P. 794-797.
21. Franchini A. Erbium «Phacolaser» removes soft to moderate hard nuclei with minimal complications Italian investigators report // Euro Times. – 1999. – Vol. 4. – P. 11.
22. Hatch K.M., Talamo J.H. Laser-assisted cataract surgery: benefits and barriers // Ophthalmol. – 2014. – Vol. 25, № 1. – P. 54-61.
23. Hob H., Fisher E. Pilot study on erbium laser phacoemulsification // Ophthalmol. – 2000. – Vol. 107. – P. 1053-1062.
24. Levy J.H., Pisacano A.M. Comparison of techniques and clinical results of YAG laser capsulotomy with two Q-switched units // J. Am. Intraocular Implant. Soc. – 1985. – Vol. 11, № 2. – P. 131-133.
25. Mainster M., Sliney D., Belcher C., Buzney S. Laser photodisrupters: damage mechanisms, instrument design and safety // Ophthalmology. – 1983. – Vol. 90. – P. 973-991.
26. Roberts T.V., Sutton G., Lawless M.A. et al. Capsular block syndrome associated with femtosecond laser-assisted cataract surgery // J. Cataract Refract. Surg. – 2011. – Vol. 37, № 11. – P. 2068-2070.
27. Ross B.S., Puliafito C.A. Erbium-YAG and Holmium-YAG laser ablation of the lens // Laser in Surgery and Medicine. – 1994. – Vol. 15. – P. 74-82.
28. Ryan E.H., Logans S. Nd:YAG laser photodisruption of the lens nucleus before phacoemulsification // J. Am. Ophthalmol. – 1987. – Vol. 104. – P. 382-386.
29. Topaz M., Motiei M., Assia E. et al. Acoustic cavitation in phacoemulsification: chemical effects, models of action and cavitation index // Ultrasound Med. Biol. – 2002. – Vol. 28. – P. 775-784.
30. Verges C., Levat E. Laser cataract surgery: Technique and clinical results // J. Cataract Refract. Surg. – 2003. – Vol. 29. – P. 1339-1345.
31. Wetzel W., Brinkmann R., Koop N. et al. Photofragmentation of lens nuclei using the Er:YAG laser: preliminary report of an in vitro study // Ger. J. Ophthalmol. – 1996. – Vol. 5. – P. 281-284.
32. Yeob R. Hydrodissection of the posterior capsule in femtosecond-laser cataract surgery // J. Cataract Refract. Surg. – 2012. – Vol. 38, № 4. – P. 730.

Поступила 11.11.2014