

УДК 617.7-007.681-089-085.849.15.004.69

## НОВЫЙ МЕТОД АКУСТИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ ПРИ ВЫБОРЕ ОПТИМАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ ЛАЗЕРНОЙ ТРАНССКЛЕРАЛЬНОЙ ЦИКЛОКОАГУЛЯЦИИ У БОЛЬНЫХ ОТКРЫТОУГОЛЬНОЙ ПСЕВДОЭКСФОЛИАТИВНОЙ ГЛАУКОМОЙ

Г. О. Ключев, канд. мед. наук

ГУ «Институт глазных болезней и тканевой терапии им. В. П. Филатова АМН Украины»

*Розроблений метод акустичного ON-LINE моніторинга лазерного впливу при проведенні транс-склеральної циклокоагуляції і акустичний датчик для реєстрації термopужних обурень та ефектів попкорна, що дозволило знизити ризик виникнення ускладнень, підвищити безпечність застосування метода за рахунок направлено керування енергетичними параметрами впливу.*

*Автономний акустичний датчик може використовуватись в клінічній практиці в комплекті з будь-якими моноволоконними транссклеральними зондами.*

**Ключевые слова:** глаукома, лазерная транссклеральная циклокоагуляция, акустический контроль.

**Ключові слова:** глаукома, лазерна транссклеральна циклокоагуляція, акустичний контроль

**ВВЕДЕНИЕ.** В соответствии с опубликованными ранее клиническими данными, лазерная транссклеральная (ТС) циклокоагуляция является эффективным методом в лечении рефрактерных глауком. Одна из методик признана FDA стандартной и рекомендована для широкого клинического применения, однако резкое и быстрое снижение ВГД при ее проведении с ощутимым риском развития осложнений неприемлемо для традиционных первичных лазерных процедур, используемых при глаукоме [10, 11].

В последнее десятилетие благодаря работам по совершенствованию лазерной техники, средств доставки излучения и оптимизации параметров воздействия, значительно снижен риск применения метода и расширены показания для его применения. В связи с этим, ТС лазерная циклокоагуляция в настоящее время является как первичным, так и вторичным лазерным хирургическим методом в лечении первичных открытоугольных и псевдоэксфолиативных глауком [3, 6, 9, 13, 18].

Несмотря на очевидные преимущества, присущие этому методу недостатки остались прежними: отсутствие возможности контроля зоны воздействия и результатов коагуляции, а также нестабильность передачи излучения через конъюнктиву и склеру.

Известно, что при использовании повышенных уровней воздействия, характерных, в частности, для стандартной методики ТС циклокоагуляции, часто возникает эффект попкорна, который проявляется в виде звукового щелчка за счет скачкообразного термоупругого расширения ткани в месте воздействия [1, 2, 5, 7, 15]. Проблема выбора дозы для ТС циклокоагуляции состоит в том, что низкие дозы — бесполезны, а высокие приводят к взрывным эффектам и осложнениям. Офтальмологу приходится в выборе дозы ориентироваться

на экспериментальные данные, которые затруднительно экстраполировать на применение в клинической практике.

В связи с невозможностью непосредственного визуального контроля результатов ТС циклокоагуляции, рядом авторов предложены бесконтактные и контактные способы анализа результатов циклокоагуляции, основанные на оптических, ультразвуковых, томографических и термографических методах [8, 11, 12, 14, 16]. К сожалению, все эти методы пока не нашли широкого клинического применения.

Эндоскопическая циклокоагуляция, которая декларирует контролируемость всего процесса лазерной циклокоагуляции, может выполняться только в ограниченном количестве случаев при наличии соответствующей аппаратуры и принцип инвазивного ее использования должен быть тщательно обоснован, так как риски осложнений при этом резко возрастают.

Согласно механизмам взаимодействия лазерного излучения с биологическими объектами, звуковая волна, возникающая при коагуляции биологических структур, сложным образом зависит от параметров воздействия и от оптико-физических параметров облучаемого объекта.

На основании этих данных мы предположили, что оптически возбуждаемые акустические импульсы в склере и цилиарном теле могут быть использованы для определения результатов циклокоагуляции по амплитуде возбуждаемого акустического сигнала.

**ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ:** разработать метод акустического контроля параметров воздействия при проведении лазерной ТС циклокоагуляции у больных с открытоугольной и псевдоэксфолиативной глаукомой.

© Г. О. Ключев, 2010

## МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.

Все методы воздействия на биологические структуры с использованием мощного лазерного излучения сопровождаются акустическим шумом в различных частотных диапазонах. На основе регистрации акустического шума, анализа спектра и его амплитуды построены многие методы диагностики результатов воздействия и выбора его энергетических параметров [11, 12].

Тепловой механизм генерации звука является основным и связан с неоднородным локальным нагревом и расширением среды при поглощении в ней лазерного излучения. Параметры термооптически возбуждаемого акустического сигнала зависят от оптических, теплофизических и акустических параметров поглощающей среды.

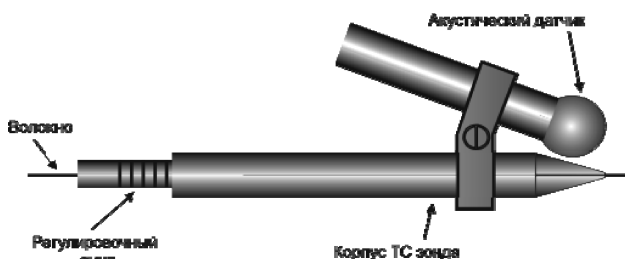


Рис. 1. Внешний вид акустического датчика, совмещенного с трансклеральным зондом

При небольших уровнях мощности термоупругие эффекты в структурах цилиарного тела и склеры вызывают низкочастотные неслышимые звуковые колебания. При использовании высоких уровней воздействия резкий скачок температур в зоне воздействия приводит к формированию ударной волны с образованием звукового щелчка, характеризующегося специфическим акустическим спектром [7]. Отличительной особенностью оптико-акустических сигналов является широкий диапазон содержащихся в них частот.

В связи с этим, нами для регистрации акустических сигналов в звуковом диапазоне спектра, возникающих при взаимодействии лазерного излучения со структурами цилиарного тела и склеры, использован малогабаритный селективный акустический датчик, совмещенный с корпусом ТС зонда на фиксированном расстоянии от зоны воздействия (рис. 1). Электроакустическая схема датчика обеспечивала регистрацию импульсных акустических сигналов в заданной полосе частот, соответствующих импульсным звуковым сигналам, сопровождающим коагуляцию.

Акустический сигнал, возникающий при термоупругих процессах в момент циклокоагуляции или от взрывающегося сосуда, регистрируется датчиком и, пройдя через полосовой усилитель, где отсекаются «ненужные» участки спектра сигнала, поступает на аналогово-цифровой преобразователь (АЦП) микроконтроллера. Контроллер, анализируя спектр поступившего сигнала, принимает решение о приеме полезного сигнала. Уровень входного сигнала и результат в относительных единицах в цифровом виде выводится на индикатор (рис. 2).

Акустический контроль процесса лазерной ТС циклокоагуляции был проведен с использованием разработанного лазерного полупроводникового коагулятора и акустического индикатора на 23 больных (24 глаза) с ПОУГ. Параметры воздействия соответствовали энергетическим и временным параметрам модифицированной методики ТС контактно-компрессионной циклокоагуляции. Начальная мощность из-

лучения — 1,6 Вт; длительность — 1 с; усилие компрессии — 0,1-0,4 Н; время компрессии — 20 с; зона коагуляции — 1,5 мм от лимба; направление ввода излучения — перпендикулярно поверхности склеры; количество аппликаций — 30-40.



Рис. 2. Блок-схема акустического индикатора

Чувствительность акустического датчика была установлена таким образом, чтобы максимальное значение сигнала — 800 отн. ед. на индикаторе соответствовало различаемому офтальмологом звуковому щелчку, возникающему при формировании эффекта попкорна. Уровни сигнала меньше этой величины — на слух не воспринимаются. Таким образом, чувствительность датчика обеспечивала возможность регистрации начальных фаз образования термоупругих явлений в цилиарном теле до формирования эффекта попкорна. Параметры воздействия и амплитуды акустического давления в относительных единицах при каждом воздействии фиксировались в протоколе проведения методики.

Схема применения акустического индикатора совместно с лазерным полупроводниковым ТС коагулятором приведена на рисунке 3.

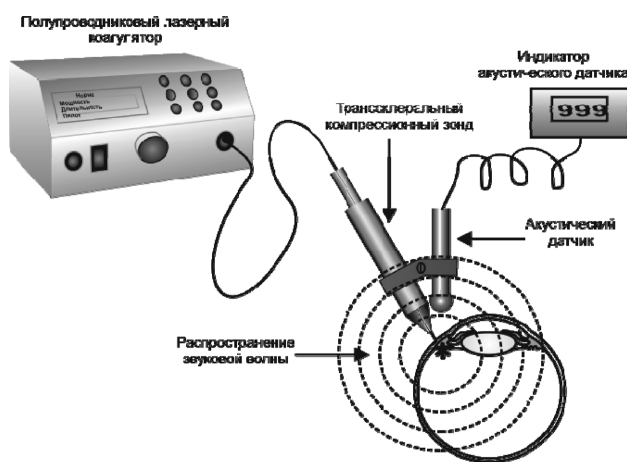


Рис. 3. Общая схема проведения лазерной ТС циклокоагуляции с использованием акустической регистрации результатов воздействия

**РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ.** Для оценки результатов лазерной ТС циклокоагуляции по акустическим сигналам, возникающим в процессе воздействия, введен параметр — акустический индекс воздействия (АИ), равный среднему уровню звукового давления, регистрируемого разработанным датчиком за сеанс циклокоагуляции (формула 1).

$$AI = L_p = \frac{\sum L_{pi}}{N} \quad (1),$$

где АИ — акустический индекс воздействия,  $L_p$  — средний уровень звуковых сигналов за сеанс,  $L_{pi}$  — амплитуда сигнала при однократном воздействии,  $N$  — количество аппликаций. Кроме того, введена величина — коэффициент вариации акустического индекса в процентах  $K_{AI} = \Delta L_p / L_p \cdot 100\%$ , где  $\Delta L_p$  — среднеквадратичное отклонение звукового давления за сеанс циклокоагуляции для всех аппликаций.

Результаты применения методики лазерной ТС циклокоагуляции с акустическим мониторингом результатов воздействия приведены в таблице 1. Для всей группы пациентов среднее ВГД уменьши-

лось с 38,4 мм рт. ст. до лазерной циклокоагуляции до 23,8 мм рт. ст. после одного сеанса циклокоагуляции. Относительное уменьшение ВГД составило 36,9%. Общий коэффициент успеха для всех больных составил 78%. Средняя суммарная энергия за сеанс составила 54,6 Дж.

Тяжелых осложнений в виде фтизиса, обширных кровоизлияний, гипотоний не было обнаружено. У трех пациентов при использовании начальной мощности воздействия были отмечены точечные кровоизлияния и амплитуда акустического сигнала в пределах 850-999 отн. ед.

Таблица 1

Степень снижения ВГД, дозы лазерной циклокоагуляции и уровни звуковых сигналов

| Тип глаукомы | К-во глаз (%) | Среднее ВГД до лечения (мм рт.ст.) | Среднее ВГД после лечения (мм рт.ст.) | Средний процент снижения ВГД (%) | Средний уровень мощности (Вт) | Средняя энергия за сеанс (Дж) | Коэф. успеха, (%) | Средний уровень $L_p$ (отн.ед.) |
|--------------|---------------|------------------------------------|---------------------------------------|----------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------|---------------------------------|
| ПОУГ         | 24            | 38,4±5,3                           | 23,8±4,1                              | 36,9±5,9                         | 1,4±0,3                       | 54,6                          | 78                | 350±170                         |

Для каждого пациента в протоколе проведения методики наряду с основными параметрами воздействия фиксировались данные акустических измерений и строился график динамики изменения ВГД в течение недели после сеанса циклокоагуляции. Примерный график для одного пациента приведен на рис. 4.

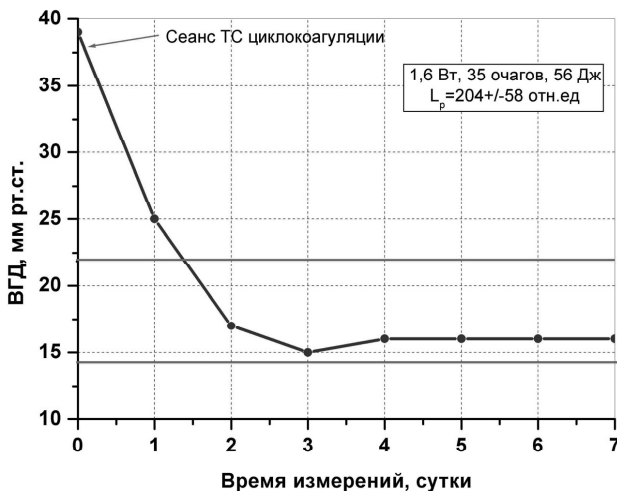


Рис. 4. Динамика изменения ВГД пациента после проведения одного сеанса циклокоагуляции с установленными энергетическими и измеренными акустическими параметрами.

Анализ акустических сигналов, регистрируемых в процессе проведения циклокоагуляции, показывает, что амплитуда сигналов имеет значительный разброс — до 50%. Это обусловлено тем, что эффект коагуляции зависит от многих условий: энергетических и временных параметров излучения, способа передачи, степени пигментации и возраста пациента, состояния склеры, зоны воздействия, определяемой назально-темпоральной асимметри-

ей и индивидуальными отличиями геометрии цилиарного тела и т. д. Для пациентов преклонного возраста с выраженной пигментацией (кавказский, азиатский тип пигментации) требуется использование пониженных уровней воздействия.

По нашим наблюдениям, наименьший коэффициент вариации акустического индекса был получен на больных, для которых все параметры воздействия выдерживались неизменными в процессе сеанса. Любые изменения в способе передачи излучения за счет объективных и субъективных причин: изменение местоположения торца моноволоконного зонда, углового ввода излучения, степень истончения склеры, тремор руки офтальмолога, микродвижения глаза пациента — приводили к увеличению коэффициента вариации акустического индекса [5].

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. Разработанная методика акустического on-line мониторинга лазерной ТС циклокоагуляции с использованием акустического датчика значительно упростила регистрацию едва слышимых начинающихся термоупругих явлений в цилиарном теле, что обеспечило контроль результатов воздействия и снизило риск возникновения нежелательных осложнений.

2. Акустический индекс и коэффициент его вариации дополнили метод ТС циклокоагуляции необходимыми количественными данными для клинического анализа, прогноза результатов лечения и принятия решений о проведении дополнительного лечения.

3. Разработанный автономный акустический датчик может использоваться в клинической практике в комплекте с любыми способами доставки

излучения: бесконтактным, контактным, контактно-компрессионным, что позволит оценить риск возникновения возможных осложнений.

4. Значительный разброс акустических сигналов, возникающих при проведении циклокоагуляции, свидетельствует как о различиях в оптико-физических характеристиках зоны воздействия, так и в изменении энергетических параметров лазерного излучения на внутренней поверхности склеры.

5. Анализ полученных клинических данных и акустических сигналов подтверждает основное условие, обязательное при проведении ТС циклокоагуляции: параметры ввода излучения — угол ввода, величина и время компрессии, дистанция торца зонда от лимба и длительность воздействия должны быть постоянными в процессе циклокоагуляции [4]. Только мощность излучения необходимо изменять в случаях появления эффектов попкорна и сохранять постоянной в течение всего сеанса.

6. Эффективное снижение ВГД за один сеанс ТС циклокоагуляции возможно при уровнях мощности, не вызывающих взрывных эффектов с увеличением количества аппликаций.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Клюев Г. О. Эффект «попкорна» при трансклеральной диодной лазерной циклокоагуляции // XI Съезд офтальмологов Украины, — Одесса, 2006. — Офтальмол. журн. — 2006. — №3. — С. 78-81.
2. Клюев Г. О., Привалов А. П., Холин В. В. Контактно-компрессионная трансклеральная лазерная циклокоагуляция в лечении рефрактерных глауком // Фотобиология и фотомедицина. — 2007. — Т. 5. — №1,2. — С. 31-37.
3. Клюев Г. О. Эффективность модифицированной стандартной методики лазерной трансклеральной циклокоагуляции // Актуальні питання медичної науки та практики: 36. Наук. праць — Вип. 69(2). — Запоріжжя, 2006. — С. 56.
4. Пасечникова Н. В., Клюев Г. О., Привалов А. П. Изменение оптических свойств склеры и конъюнктивы при трансклеральной контактно-компрессионной передаче лазерного излучения // Офтальмол. Журн. — 2008-Н. 3. — С. 83-87.
5. Echelman D. A., Stern R. A., Shields S. R., et al. Variability of contact transscleral neodymium: YAG cyclophotocoagulation // Invest. Ophthalmol. Visual Science. — 1995. — Vol. 36. — N. 2. — P. 497-502.
6. Grueb M., Rohrbach J. M., Bartz-Schmidt K. U., Schlote T. Transscleral diode laser cyclophotocoagulation as primary and secondary surgical treatment in primary open-angle and pseudoexfoliative glaucoma // Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol. — 2006. — V. 244. — N. 3. — P. 1293-1299.
7. Hoerauf H., Müller M., Hüttmann G., et al. Real-time imaging of transscleral diode laser cyclophotocoagulation by optical coherence tomography // Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol. — 2007. — V. 245. — N9. — P. — 385-390.
8. Kramp K., Vick H. P., Guthoff R. Transscleral diode laser contact cyclophotocoagulation in the treatment of different glaucomas, also as primary surgery // Graefes. Arch. Clin. Exp. Ophthalmol. — 2002. — Vol. 240. — N. 9. — P. 698-703.
9. Murphy C. C., Burnett C. M., Spry P. G. A two centre study of the dose-response relation for transscleral diode laser cyclophotocoagulation in refractory glaucoma // Br. J. Ophthalmol. — 2003. — Vol. 87. — N. 10. — P. 1252 — 1257.
10. Oberheide U., Bruder I., Welling H., Ertmer W. Lubatschowski H. Optoacoustic imaging for optimization of laser cyclophotocoagulation // J. Biomed. Opt. — 2003. — V. 8. — N. 2. — P. 281-287.
11. Oberheide U., Lee C., Krebs R., et al. Therapy Monitoring of Laser Cyclophotocoagulation // Laser Physics. — 2003. — Vol. 13. — No. 5. — P. 730-734.
12. Preußner P.-R. Controlled cyclophotocoagulation // Der Ophthalmologe. — 1998. — V. 95. — N. 9. — P. 645-650.
13. Preussner P.-R., Boss N., Fabbender K. et al. Real-time control for transscleral cyclophotocoagulation // Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol. — 1997. — Vol. 235. — N. 6. — P. 794-801.
14. Rebolledo G., Munoz F. J., Murube J. Audible pops during cyclodiode procedures // J. Glaucoma. — 1999. — Vol. 8. — N. 3. — P. 177-183.
15. Rosenow S., Stave J., Langnau E., et al. Cyclophotocoagulation: experimental investigations of dosage problems // Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol. — 1999. — V. 237. — N. 5. — P. 583-592.
16. Spencer A. F., Vernon S. A. «Cyclodiode»: results of a standard protocol // Br. J. Ophthalmol. — 1999. — Vol. 83. — P. 311-316.
17. Wahl J., Preussner P., Controlled Cyclophotocoagulation // Med. Laser Application. — 2002. — Vol. 17. — N. 4. — P. 341-346.

Поступила 17.11.2009

Рецензент д-р мед. наук В. А. Коломиец

#### NEW METHOD OF ACOUSTIC CONTROL IN CHOICE OF OPTIMAL PARAMETERS OF LASER TRANSSCLERAL CYCLOCOAGULATION IN PATIENTS WITH OPEN ANGLE PSEUDOEXFOLIATIVE GLAUCOMA

Klyuev G. O.

Odessa, Ukraine

There was developed the method of acoustic on-line monitoring of laser influence in performing transscleral cyclocoagulation and acoustic sensor for registering thermoelastic disturbances and effects of popcorn, which allowed to decrease the risk of complications, to increase safety of application of the method at the expense of directed management of the energy parameters of action. The autonomous acoustic sensor can be used in the clinical practice in set with any monofiber transscleral probes.