

Оптоакустический мониторинг лазерной коррекции формы уха

А.И.Омельченко*, Э.Н.Соболь*, А.П.Свиридов*, С.Хардинг**, К.Джюмель**, Р.Уолкер**, Н.Джонс***

Акустический мониторинг в пластической операции изменения формы уха поросенка с помощью излучения YAG:Но-лазера проводился для контроля изменения упругости хрящевой ткани. Изменения упругости ткани контролировались по амплитуде и форме акустической волны, изменяющейся в ходе лазерного воздействия. Показано, что при воздействии импульсов излучения гольмиевого лазера в момент изменения формы хрящевой ткани уха амплитуда оптоакустического сигнала экспоненциально падает, по крайней мере, более чем в 2–2.5 раза.

Ключевые слова: оптоакустика, лазерная пластическая хирургия, YAG:Но-лазер.

Управляемое изменение формы хрящей при неразрушающем лазерном нагреве [1–3] является новым эффективным применением лазеров в медицине. Данный метод, основанный на релаксации напряжений в хрящевой ткани, позволяет заменить традиционную хирургическую операцию бескровной неинвазивной процедурой [3, 4]. Релаксация напряжений происходит при кратковременном локальном нагреве до температуры 65–75°C, при которой внутритканевая вода переходит из связанного в свободное состояние [5].

Целью настоящей работы является разработка акустического метода контроля механических свойств тканей, изменяющихся в процессе лазерной обработки. Акустические эффекты, вызванные движением воды в хрящевой ткани при лазерном облучении *in vitro*, наблюдались ранее [6]. В настоящей работе впервые *in vivo* проводился акустический мониторинг при лазерной коррекции формы ушной раковины поросенка.

В экспериментах использовался импульсный YAG:Но-лазер «Versa Pulse» с энергией в импульсе 23 мДж при длительности импульса 300 мкс и частоте повторения 20 Гц. Целесообразность применения YAG:Но-лазера в операции коррекции формы уха обусловлена двумя причинами. Во-первых, излучение этого лазера ($\lambda = 2.09$ мкм) обеспечивает оптимальное соотношение между толщиной хрящевой пластины уха поросенка (1–2 мм) и глубиной проникновения излучения в ткань (~0.4 мм), что приводит к объемному нагреву ткани. Во-вторых, импульсное излучение этого лазера генерирует в объеме хряща достаточный для регистрации оптоакустический отклик. Как было показано в экспериментах *in vitro* [6], акустический сигнал, обусловленный оптоакустическим откликом при поглощении лазерного импульса в содер-

жащей воду хрящевой ткани, может быть зарегистрирован как в области лазерного воздействия, так и вне ее.

Опыты *in vivo* с десятью поросятами двухмесячного возраста были выполнены на экспериментальной базе Ноттингемского университета в специально оборудованной операционной, в которой проводились лазерное облучение животных при соответствующем анестезиологическом контроле и измерение их физиологических параметров во время операции.

На рис.1 показана схема лазерного облучения ушной раковины поросенка. При изменении формы ушной раковины для фиксации хряща в изогнутом состоянии применялись формообразующие шаблоны, которые служили проводником звука при акустическом мониторинге. Облучению подвергалась заключенная между двумя формообразующими шаблонами крайняя часть ушной раковины поросенка. В одном из полипропиленовых шаблонов был проделан ряд отверстий для доступа излучения к

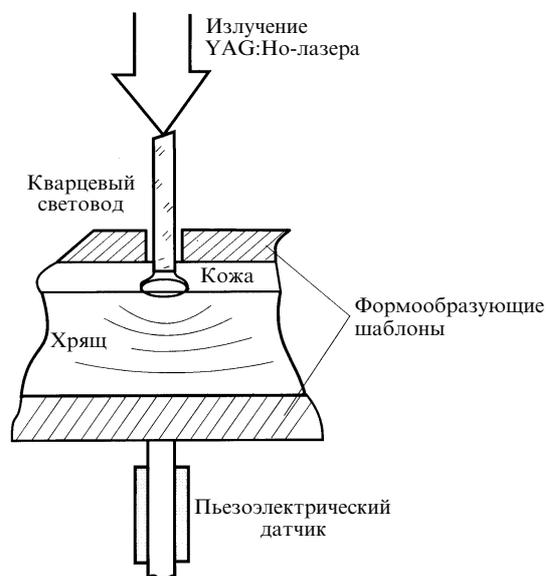


Рис.1. Схема лазерной коррекции формы ушной раковины поросенка.

*Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН, Россия, 142092 Троицк Моск. обл., ул. Пионерская, 2

**University of Nottingham, National Center for Macromolecular Hydrodynamics, Sutton Bonington, Leics, LE12 5RD, UK

***University of Nottingham, Division of Otorhinolaryngology, Queens Medical Centre, Nottingham, NG7 2UH, UK

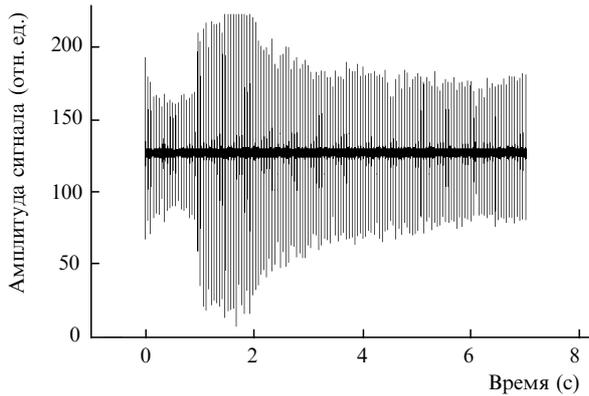


Рис.2. Временная зависимость амплитуды оптоакустического сигнала при изменении формы ушной раковины поросенка в случае воздействия на одну точку уха лазерного излучения ($E = 23$ мДж, $\tau = 0.3$ мс, $f = 20$ Гц, экспозиция одной точки $t_{\text{exp}} = 7$ с).

ткам уха. Другой шаблон был сплошным и использовался в качестве акустического проводника.

Облучение уха проводилось сквозь указанные отверстия с помощью специального манипулятора, обеспечивающего проникновение световода к поверхности хряща. Акустический контакт шаблона и размещаемого на нем пьезоэлектрического датчика осуществлялся с помощью акустического геля «Ультрамикс». Акустические сигналы регистрировались акустическим зондом, размещаемым на обратной стороне уха в некоторой фиксируемой точке.

Акустический зонд представлял собой кварцевый звукопровод, выполненный в виде цилиндрического стержня, на котором размещался трубчатый пьезоэлектрический преобразователь. Акустические сигналы записывались на магнитофон Панасоник (модель RQ-171). Оцифровка сигналов осуществлялась с помощью звуковой платы «Edison Gold 16», а компьютерная обработка – при помощи программ «Gold Wave» и «Origin».

На рис.2 приведена запись акустических сигналов, регистрируемых пьезодатчиком при лазерной обработке одной точки ушной раковины. Одна такая запись представляет собой временную последовательность оптоакустических сигналов, возникающих при воздействии лазера в импульсно-периодическом режиме. Каждый оптоакустический отклик имел форму, которая характерна для аperiodического процесса, отражающего особенности распространения акустической волны в вязкоупругой среде. На рис.3 показаны характерные виды акустического отклика в начале лазерного воздействия, когда хрящ упругий, и в конце воздействия, когда хрящ становится пластичным (что соответствует затухающему участку сигнала на рис.2).

В момент пластификации хряща и последующего изменения формы хрящевой ткани уха амплитуда оптоакустического сигнала экспоненциально падает более чем в 2–2.5 раза. Полученные в результате записи акустические сигналы (см. рис.2 и 3) отражают изменения в механических свойствах хрящевой ткани при лазерном воздействии. Это можно видеть по изменению формы, амплитуды и длительности оптоакустических откликов. Амплитуда давления в импульсе сжатия такого отклика ~ 80 – 100 кПа и характерная М-образная форма сигнала указывают на термоупругий механизм возбуждения акустической волны в хряще, как это имеет место в воде [7].

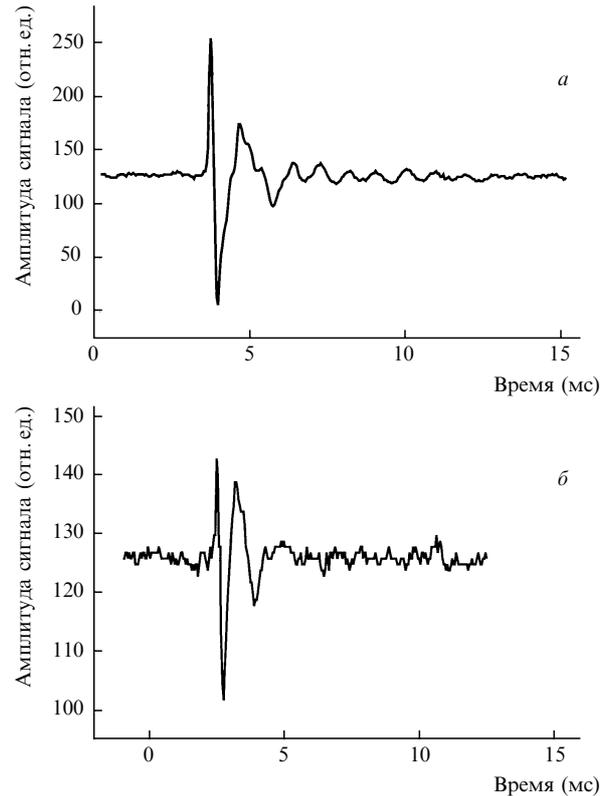


Рис.3. Оптоакустический отклик хрящевой ткани в начале (а) и в конце (б) воздействия гольмиевого лазера ($E = 23$ мДж, $\tau = 0.3$ мс, $f = 20$ Гц, $t_{\text{exp}} = 7$ с).

Аperiodический характер сигнала, регистрируемого датчиком при облучении хряща ушной раковины, и его форма своим временным поведением отражали особенности возбуждения и распространения акустической волны в вязкоупругой среде [8]. Характеристики сигнала (период ~ 1 мс и декремент затухания колебаний $\delta \approx 0.4 - 1$) коррелировали с найденными нами ранее временем молекулярной релаксации $\tau_r \sim 1.2$ мс и затуханием колебаний в хряще $\delta \approx 0.2 - 1$ [2]. Длительность фазы сжатия определялась длительностью лазерного импульса, а длительность фазы разрежения – некоторым характерным временем структурной релаксации хрящевого матрикса, зависящим от его упругости и силы внутреннего трения. Сила внутреннего трения определяет механические потери в хрящевой ткани, приводящие к затуханию колебаний. Декремент их затухания связан согласно [2] с временем релаксации соотношением $\tau_r \approx 1/(\delta\omega_0)$, где ω_0 – частота собственных колебаний.

Поведение амплитуды отклика во время облучения определялось положением световода, вводящего излучение в ткани уха с различными оптическими свойствами. После начала облучения амплитуда сигнала в течение некоторого времени оставалась приблизительно постоянной и была пропорциональна показателю оптического поглощения ткани. По мере того как температура хряща возрастала, амплитуда и форма сигнала изменялись. В конце облучения амплитуда сигнала экспоненциально уменьшалась в 2–2.5 раза, а затухание увеличивалось.

Зависимость амплитуды регистрируемого на обратной стороне уха оптоакустического сигнала от времени воздействия гольмиевого лазера в течение 1–2 с объясняется проникновением световода через кожу в ткани с различным показателем поглощения. Экспоненциальное

затухание амплитуды в конце облучения может быть вызвано локальным увеличением поглощения и рассеяния акустической волны в ткани при ее нагреве. Об этом свидетельствует уменьшение (по сравнению с начальным значением) времени релаксации давления в акустической волне в фазах сжатия и разрежения. Форма сигнала отдельного оптоакустического отклика отражала особенности термоупругой релаксации напряжений в поверхностном слое толщиной $\sim 1/\alpha$ (где $\alpha \leq 40 \text{ см}^{-1}$ – показатель поглощения хрящевой ткани [9]).

Таким образом, продемонстрирована возможность мониторинга механических свойств хрящевой ткани *in vivo* во время облучения лазерными импульсами путем регистрации амплитуды и формы акустического отклика на некотором расстоянии от точки облучения.

Авторы благодарят А.М.Дыхне и В.В.Зосимова за постоянный интерес к работе и полезные дискуссии. Работа выполнялась при поддержке INTAS (грант № 97-1430) и РФФИ (гранты № 99-02-16855 и 99-02-16906).

1. Helidonis E., Sobol E.N. et al. *Amer.J.Otolaryngology*, **14**, 410 (1993).
2. Омельченко А.И., Соболев Э.Н., Баграташвили В.Н. и др. *Перспективные материалы*, **3**, 56 (1999).

3. Патент РФ № 2114569 от 07.09.93. *Изобретения*, № 19, 171 (1998).
4. Омельченко А.И., Соболев Э.Н., Свиридов А.П. и др. В сб.: *Материалы Междунар. конгресса «Лазер и здоровье-99»* (М., 1999, с. 469).
5. Sobol E.N. et al. *Proc. SPIE*, **2623**, 548 (1996).
6. Omel'chenko A.I. et al. In: *Laser spectrometry and optical diagnostics: novel trends and applications in laser chemistry, biophysics, and biomedicine* (Proc. ICONO'98, 1999, v. 3732, ch. 49, p. 312).
7. Наугольных К.А. *Акустический ж.*, **23**, 171 (1977).
8. Timoshenko S., Young D.H., Weaver W., Jr. *Vibration problems in engineering* (N.Y., J.Wiley, 1970, p.370).
9. Sobol E.N., Bagratashvili V.N., Sviridov A.P., Omel'chenko A.I. et al. *Proc. SPIE*, **2623**, 544 (1996).

A.I.Omel'chenko, E.N.Sobol', A.P.Sviridov, S.Harding, K.Jumel, R. Walker, N.Jones. Optoacoustic monitoring of laser correction of the ear shape.

Acoustic monitoring of a plastic operation for reshaping the porcine ear using radiation from a Ho:YAG laser was performed to control a change in the elasticity of the ear cartilage. Variations in the cartilage elasticity were controlled by changes in the amplitude and shape of an acoustic wave during the laser action. It is shown that the optoacoustic-signal amplitude exponentially decreases at least by a factor of 2–2.5 at the moment of the cartilage reshaping caused by the action of radiation pulses from a Ho:YAG laser.