

СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ ПРИ ЛАЗЕРНОЙ КОРРЕКЦИИ НОСОВОЙ ПЕРЕГОРОДКИ

О. И. БАУМ

*Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН,
142190, Москва (Троицк), Россия,
E-mail: baumolga@gmail.com*

Построена теоретическая модель температурных полей, возникающих в процессе лазерной коррекции формы носовой перегородки. Определены значения температуры, при которых обеспечиваются эффективность и безопасность операции, а также сохраняется функциональность носовой перегородки в процессе лазерного облучения. Исследована эффективность контрольной системы, применяемой в операциях, определены оптимальные доза и время облучения, позволяющие достичь релаксации внутренних напряжений в хрящевой ткани без ожога слизистой оболочки носовой перегородки.

Ключевые слова: лазер, лазерная коррекция формы, хрящ, теоретическое моделирование, температурные поля, контрольная система, калибровка.

Дыхание обеспечивает жизнедеятельность всего организма. Его затруднение приводит к развитию патологических состояний органов, связанных с дыхательной функцией. Одной из причин затруднения носового дыхания является деформация перегородки носа [1].

Хрящ носовой перегородки в силу своего строения обладает внутренними напряжениями и свойством „памяти исходной формы“. Стабилизировать измененную форму хрящевой ткани без нарушения ее клеточной структуры и матрикса с помощью традиционных методов не удастся. Этого можно достичь путем контролируемого кратковременного лазерного нагрева, при котором механические напряжения значительно уменьшаются, а денатурация ткани не происходит [2—4].

До недавнего времени существовал лишь хирургический способ коррекции искривленной носовой перегородки, который характеризуется большими потерями крови и возникновением осложнений. Лазерная септохондрокоррекция — новый неинвазивный метод лечения искривленной носовой перегородки, основанный на явлении лазерно-индуцированной релаксации напряжений в хрящевой ткани, открытом в 1992 г. Э. Н. Соболев [5].

В основе этого метода лежит нагрев хрящевой ткани до температуры выше 70 °С с поддержанием этого режима в течение нескольких секунд, что приводит к релаксации напряжений и изменению формы без денатурации ткани [6]. После проведения многочисленных исследований *in vitro* и *in vivo* была обоснована возможность применения этого метода в клинической практике [6]. Для проведения лазерной септохондрокоррекции в клинике было разработано оборудование, включающее эрбиевый волоконный лазер с длиной волны 1,56 мкм, модифицированный носорасширитель, позволяющий фиксировать новую форму носовой перегородки, и контактор — устройство формирования и доставки лазерного излучения к месту облучения на носовой перегородке [6, 7]. Контактр снабжен двумя термopарами, входящими в контрольно-диагностическую систему с обратной связью [8].

Лечебный эффект достигается в определенном, узком, диапазоне параметров лазерного воздействия и определяется длиной волны, мощностью лазерного излучения, временными режимами воздействия и диаметром пятна излучения [9—11]. Выход за пределы этого диапазона может привести к нежелательным побочным эффектам.

При проведении септохондрокоррекции [12, 13] измеряют температуру T_T с помощью термопар, расположенных на периферии лазерного пятна в точках, не имеющих непосредственного контакта с облучаемыми тканями носовой перегородки [14]. На рис. 1 приведена схема распространения лазерного излучения q_0 через пространство, состоящее из нескольких соприкасающихся сред (1 — сапфировый индентер контактора, 2 — слизистая оболочка, 3 — хрящ носовой перегородки, 4 — чехол из полиэтилена, 5 — воздух). Реализованная контрольная система с обратной связью не позволяет непосредственно измерять важнейшие параметры: T_M — максимальную температуру в глубине хряща (отвечающую за эффективность операции) и T_C — температуру в центре пятна на поверхности слизистой оболочки (отвечающую за безопасность операции).

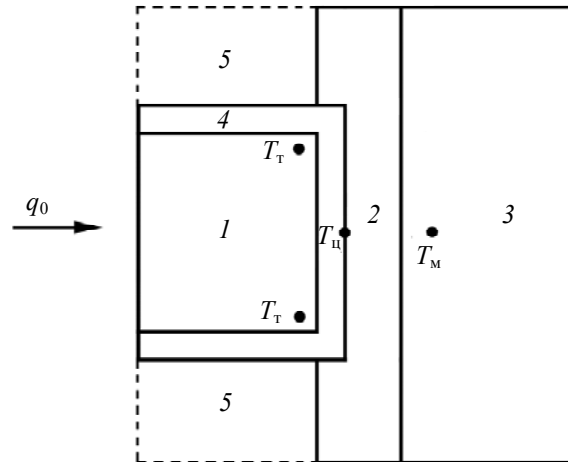


Рис. 1

Представляется актуальной задачей построение теоретической модели процессов, происходящих при лазерном воздействии на биологическую ткань, и нахождение эффективных и безопасных значений температуры, обеспечивающих сохранение функциональности носовой перегородки.

Таким образом, целью настоящей работы является построение теоретической модели температурных полей, возникающих в процессе лазерного облучения носовой перегородки. Практический интерес представляют проверка эффективности контрольной системы, основанной на показаниях термопар, а также выбор оптимальной дозы и времени облучения для обеспечения релаксации внутренних напряжений в облучаемой лазером хрящевой ткани без ожога слизистой оболочки носовой перегородки.

Лазерное излучение с длиной волны 1,56 мкм подводится к ткани внутри полости носа пациента с помощью контактора (см. рис. 1), который имеет наконечник (индентер) из искусственного сапфира (корунда) диаметром 3 мм. В индентере размещены две микротермопары датчика контрольной системы. Выступающий на 500 мкм над поверхностью корпуса контактора индентер надавливает на слизистую оболочку хрящевой пластины. Это приводит к тому, что непосредственно за контактором располагается область с меньшим процентным содержанием воды, что уменьшает ее поглощение и не приводит к перегреву. Головки термопар находятся на фиксированном расстоянии от центра индентера (1350 мкм) и друг от друга (2700 мкм). Головки термопар углублены по отношению к выходной поверхности индентера на 150 мкм.

Для создания теоретической модели, позволяющей получить распределение температурного поля внутри хрящевой ткани под действием лазерного излучения, решалась трехмерная задача о распространении тепла через соприкасающиеся среды. Проходя через индентер контактора, покрытый чехлом, тепловое поле распространяется в биологической ткани, постепенно расширяясь при прохождении вглубь через слизистую оболочку и, наконец, через хрящ носовой перегородки (см. рис. 1).

Особенности процессов теплопроводности при лазерном воздействии на вещество подробно рассмотрены в книге [15], учет движения воды при лазерном нагреве произведен в работе [16].

Так как в рассматриваемом случае ось z направлена в глубь нагреваемого пространства, а начальные и граничные условия и симметрия пространства не зависят от угловой координаты, уравнение теплопроводности можно записать в цилиндрической системе координат (ЦСК) в виде

$$c_{vm}\gamma_m \frac{\partial T(r, z, \tau)}{\partial \tau} = \lambda_m \left(\frac{\partial^2 T(r, z, \tau)}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial T(r, z, \tau)}{\partial r} + \frac{\partial^2 T(r, z, \tau)}{\partial z^2} \right) + G(r, z, \tau). \quad (1)$$

Здесь m — номер среды, $a_m = \frac{\lambda_m}{\gamma_m c_{vm}}$ — коэффициент температуропроводности при постоянном объеме, выражающийся через плотность среды γ_m , коэффициент теплопроводности λ_m и удельную изохорную теплоемкость c_{vm} .

Функция $G_m(r, z, \tau)$ в ЦСК, описывающая лазерное излучение как объемный источник тепла, включает коэффициент $\frac{1}{c_{vm}\gamma_m}$, зависящий от параметров каждой среды. Плотность падающего потока энергии на поверхность среды m имеет пространственное распределение, соответствующее в рассматриваемой задаче распределению Гаусса: $\exp\left[-\frac{r^2}{r_0(z)^2}\right]$, где $r_0(z)$ — эффективный радиус пучка.

Предполагается, что при прохождении через поглощающую и рассеивающую среду ослабление интенсивности плотности падающего потока в среде m описывается законом Бугера—Ламберта—Бера с эффективным показателем поглощения k_m . Тогда уравнение теплопроводности может быть представлено в виде:

$$\frac{\partial T(r, z, \tau)}{\partial \tau} = a_m \left(\frac{\partial^2 T(r, z, \tau)}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial T(r, z, \tau)}{\partial r} + \frac{\partial^2 T(r, z, \tau)}{\partial z^2} \right) + \frac{1}{c_{vm}\gamma_m} (1 - K_m) q_m(\tau) \exp\left[-\frac{r^2}{r_0(z)^2}\right] k_m \exp(-k_m z), \quad (2)$$

k_m — коэффициент отражения m -го слоя.

Для каждой границы раздела сред записывались либо граничные условия

$$\lambda_m \frac{\partial T_{Sm}(\tau)}{\partial i} = \lambda_n \frac{\partial T_{Sn}(\tau)}{\partial i}, \quad (3)$$

соответствующие постоянной плотности теплового потока (между средами 1, 2, 3, 4 на рис. 1), либо граничные условия (4), описывающие конвективный теплообмен между поверхностью хрящевой ткани и окружающей средой (между средами 2—5 и 4—5):

$$q_{Sm}(\tau) = \alpha (T_S(\tau) - T_{S0}(\tau)). \quad (4)$$

Здесь m и n — номер примыкающей среды, i соответствует x , y или z , S — точки поверхности раздела, а S_0 — ближайшие к поверхности раздела точки окружающей среды.

Для решения дифференциального уравнения теплопроводности (2) с учетом граничных условий (3) и (4), удовлетворяющих геометрии процесса нагрева, применялся метод конечных разностей (метод сеток), основанный на замене производных их приближенным значением, выраженным через разности значений функций в отдельных дискретных точках, или узлах сетки.

Использование численного моделирования процесса нагрева позволило выделить: 1) параметры, влияющие на абсолютную величину температурного поля и не приводящие к качественному его перераспределению; 2) параметры, от которых зависит качественное изменение формы температурного поля внутри биологической ткани.

Было показано, что вариация мощности лазерного излучения и времени облучения не приводит к качественному перераспределению теплового поля, а влияет лишь на абсолютные значения температуры, причем температура линейно зависит от мощности лазерного излучения в выбранном диапазоне параметров. При увеличении мощности лазерного излучения и длительности воздействия границы зоны, в которой происходит релаксация хрящевой ткани, расширяются без изменения формы изотермических поверхностей.

В то же время эффективный размер лазерного пятна r_0 (рис. 2) и эффективный показатель поглощения k (рис. 3) биологической ткани существенно влияют на перераспределение температурного поля внутри облучаемой ткани и относятся ко второй группе рассмотренных параметров. В частности, показатель поглощения поверхностного слоя облучаемой биологической ткани изменяется за счет перераспределения в нем воды вследствие надавливания. Кроме того, теоретический расчет с учетом зависимости эффективного показателя поглощения от толщины „вдавленного“ слоя, показал, что при надавливании, приводящем к перераспределению концентрации воды, точка, в которой достигается максимальная температура, сдвигается от поверхности в глубину ткани (рис. 1), предотвращая ожог поверхности. На рис. 2 приведены зависимости T_T и T_M от времени t для различных эффективных размеров лазерного пятна r_0 (1 — 0,7; 2 — 0,9; 3 — 1,1; 4 — 1,3 мм); мощность излучения $P = 1,2$ Вт, толщина „вдавленного“ слоя хряща 0,2 мм, его поглощение $0,7 \text{ мм}^{-1}$. На рис. 3 представлены зависимости T_T , T_M и $T_{Ц}$ от времени для трех различных эффективных показателей поглощения k (1 — 1; 2 — 0,7; 3 — 0,4) для слоя хряща, испытывающего надавливание; $P = 1,2$ Вт, толщина „вдавленного“ слоя хряща 0,2 мм, $r_0 = 0,9$ мм.

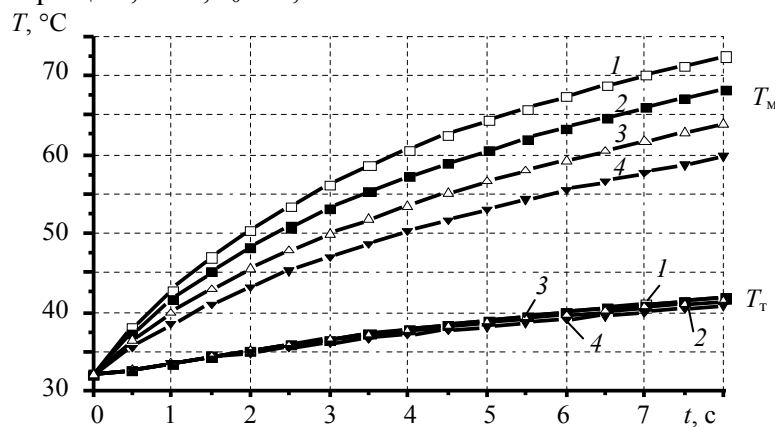


Рис. 2

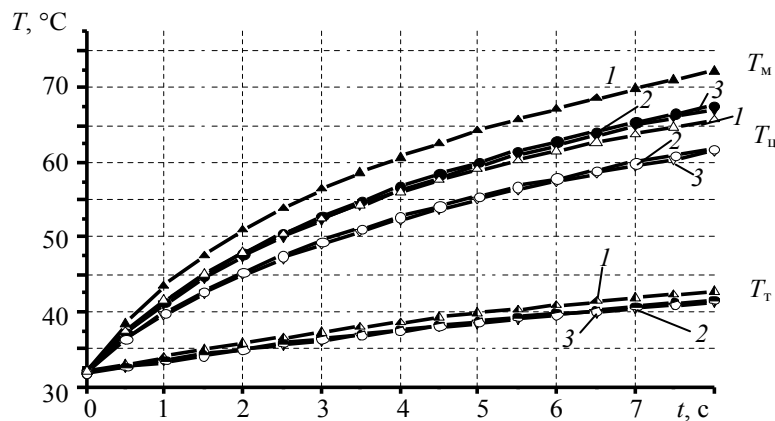


Рис. 3

По мере увеличения эффективного радиуса функции распределения лазерного излучения в поперечном сечении пучка уменьшается максимум температурного поля, сужается зона, в которой происходит релаксация хрящевой ткани. Чем острее аппроксимирующая функция, т.е. чем меньше r_0 , тем сильнее нагревается центральная часть области воздействия (рис. 4; $P = 1,2$ Вт, „вдавленный“ слой $0,2$ мм, поглощение $0,7 \text{ мм}^{-1}$, время облучения 8 с).

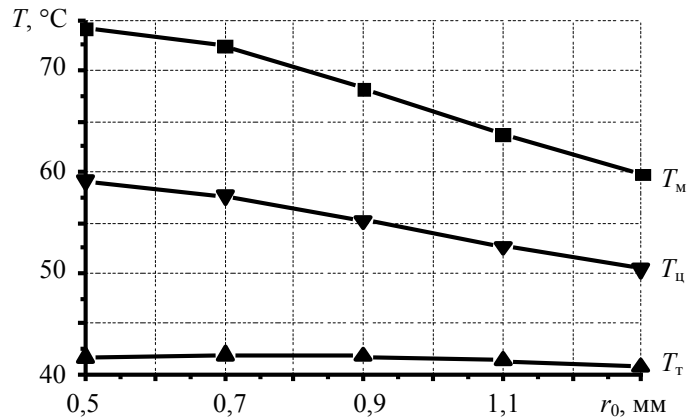


Рис. 4

Данные, представленные на рис. 4, показывают слабую чувствительность термопары к изменению пространственного распределения интенсивности излучения. При уменьшении r_0 температура термопары практически не меняется, а температура в центре пятна повышается, что может привести к ожогу слизистой оболочки.

С целью проверки эффективности контрольной системы, основанной на показаниях термопары, были построены распределения температурного поля для различных случаев, представляющих практический интерес. На рис. 5 приведены радиальные распределения температур на поверхности слизистой оболочки (а) и в глубине (б); здесь 1 — $r_0=0,5$ мм и $k=0,7$; 2 — $0,7$ и 1 ; 3 — $0,7$ и $0,7$; 4 — $0,7$ и $0,4$. Термопары расположены на глубине $0,15$ мм и на расстояниях $(-1,5 + 0,2)$ мм и $(1,5 - 0,2)$ мм от оси симметрии; $P = 1,2$ Вт, толщина „вдавленного“ слоя хряща $0,2$ мм.

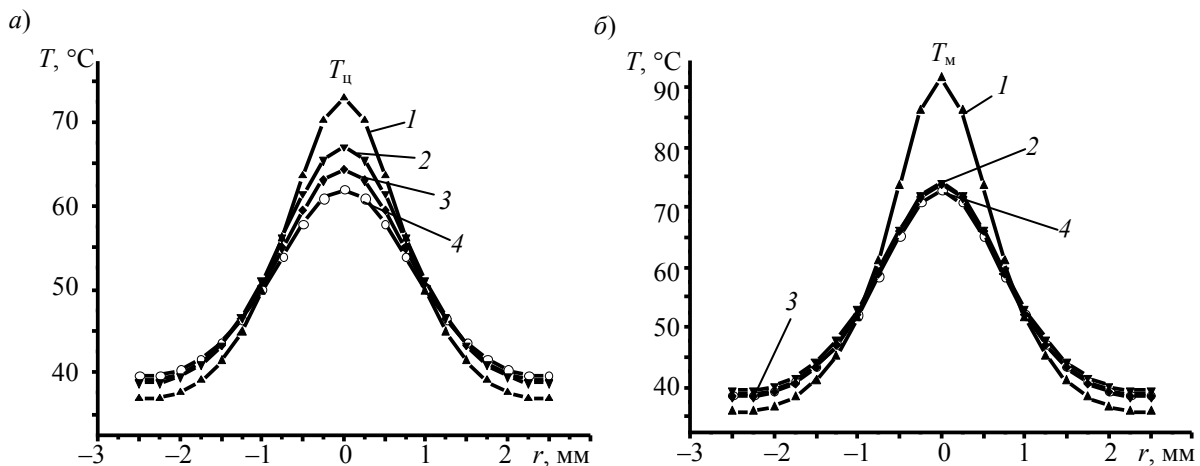


Рис. 5

Из рис. 5, а следует, что при температуре отключения термопары картина распределения теплового поля на слизистой оболочке может быть довольно разной, при этом максимальная температура центра пятна может изменяться более чем на 5 °C при указанных параметрах.

Из рис. 5, б следует, что при одинаковой температуре термопары максимальная температура в глубине пятна меняется еще сильнее по сравнению с температурой в центре, и ее изменение при выбранных параметрах может быть больше $10\text{ }^{\circ}\text{C}$. Это приводит к выводу о том, что чувствительность контрольной системы с обратной связью сильно зависит от параметров индентера и местоположения термопар.

Степень соответствия температуры термопары максимальной температуре может быть повышена при стабилизации значения r_0 , что накладывает более жесткие требования на точность изготовления сапфирового индентера и его калибровку.

На основе проведенных расчетов была уточнена процедура калибровки контактора, что позволяет повысить эффективность контрольной системы. Процедура включает следующие этапы:

- 1) измерение распределения излучения на выходе из сапфирового наконечника контактора и определение эффективного радиуса пятна r_0 гауссообразной функции;
- 2) изменение временных зависимостей термопары для трех рабочих мощностей (рис. 6);
- 3) выявление по калибровочным кривым зависимостей времени отключения термопары от эффективного радиуса пятна r_0 для трех рабочих мощностей времени отключения (рис. 7);
- 4) определение температуры отключения по времени отключения на графике временной зависимости термопары для каждой рабочей мощности.

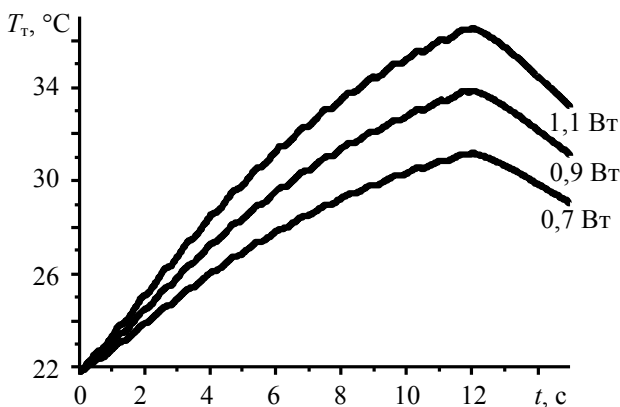


Рис. 6

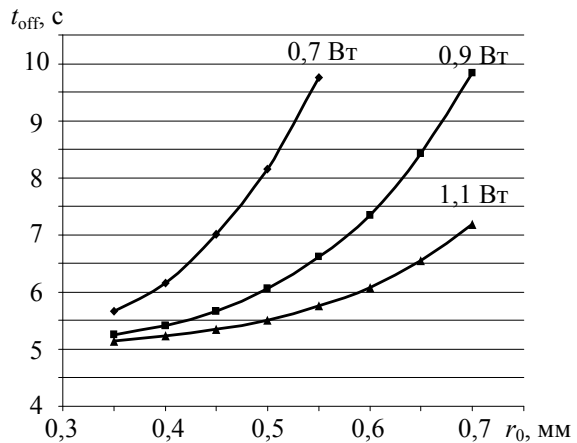


Рис. 7

Полученные на основе теоретической модели данные позволили уточнить процедуру калибровки контрольной системы, используемую при операции септохондрокоррекции. Построенные зависимости позволяют определять время отключения лазерного воздействия для различных мощностей и распределений лазерного излучения, скомпенсировав тем самым уменьшение чувствительности системы, вызванное периферийным расположением, и обеспечив надежность контрольной системы, а также безопасность и эффективность процедуры лазерной септохондрокоррекции.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Пискунов С. З. Состояние и перспективы развития эндоскопической хирургии // Российская ринология. 1998. № 2. С. 62.
2. Sobol E. N., Bagratashvili V. N., Sviridov A. P., Omel'chenko A. I. et al. Phenomenon of cartilage shaping using moderate heating and its applications in otorhinolaryngology // Proc. SPIE. 1996. Vol. 2623. P. 560—564.
3. Sobol E. N., Sviridov A. P., Bagratashvili V. N. et al. Stress relaxation and cartilage shaping under laser radiation // Proc. SPIE. 1996. Vol. 2681. P. 358—363.

4. Sobol E. N., Sviridov A. P., Omelchenko A. I. et al. Mechanism of laser-induced stress relaxation in cartilage // Proc. SPIE. 1997. Vol. 2975. P. 310—315.
5. Helidonis E., Sobol E., Kavvalos G. et al. Laser shaping of composite cartilage grafts // Amer. J. of Otolaryngology. 1993, Vol.14, N 6. P. 410—412.
6. Лазерная инженерия хрящевых тканей / Под ред. В. Н. Баграташвили, Э. Н. Соболя, А. Б. Шехтера. М.: Физматлит, 2006. 488 с.
7. Пат. 009501 ЕА. Лазерный инструмент для коррекции формы перегородки носа / В. Н. Баграташвили, Ю. М. Овчинников, А. И. Омельченко и др. 2008.
8. Sobol E., Sviridov A., Svistushkin V., Vorobieva N. Feedback controlled laser system for safe and efficient reshaping of nasal cartilage // Proc. of SPIE. Vol. 7548. P. 75482H-1.
9. Sobol E. N., Omel'chenko A. I., Mertig M., Pompe W. Scanning force microscopy of the fine structure of cartilage irradiated with a CO₂-laser // Lasers Med. Sci. 2000. Vol. 15, N 1. P. 15—23.
10. Sobol E., Sviridov A., Bagratashvili V. et al. Laser reshaping of nasal septum cartilage: clinical results for 40 patients // Proc. of SPIE. 2000. Vol. 3907. P. 297—302.
11. Ovchinnikov Y., Sobol E., Svistushkin V. et al. Laser septochondrocorrection // Archives of Facial Plastic Surgery. 2002. Vol. 4. P.180.
12. Bourolias C., Prokopakis E., Sobol E. et al. Septal cartilage reshaping with the use of an Erbium doped glass fiber laser. Preliminary results // Rhinology. 2008. Vol. 46, N 1. P. 62—67.
13. Sobol E., Helidonis E., Ovchinnikov Yu. et al. Nasal septal cartilage reshaping using an Erbium doped glass fiber Laser // ENT News. 2008. Vol. 16. P. 57—59.
14. Sobol E. N., Milner T. E., Shekhter A. B. et al. Laser reshaping and regeneration of cartilage // Laser Phys. Lett. 2007. Vol. 4, N 7. P. 488—502.
15. Sobol E. N. Phase Transformations and Ablation in Laser-Treated Solids. NY: John Wiley&Sons, 1995. 332 p.
16. Sobol E. N., Kitai M. S., Zakharchenko A. V., Zhileikin Ya. M., Kukarkin A. B. Influence of the mass transfer of water in cartilaginous tissue on the temperature field induced by laser radiation // Phys.-Eng. J. 2003. Vol. 76, N 2. P. 94—100.

Сведения об авторе

Ольга Игоревна Баум — канд. физ.-мат. наук; Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН; старший научный сотрудник; E-mail: baumolga@gmail.com

Рекомендована Институтом

Поступила в редакцию
29.07.15 г.

Ссылка для цитирования: Баум О. И. Система контроля температуры при лазерной коррекции носовой перегородки // Изв. вузов. Приборостроение. 2015. Т. 58, № 10. С. 847—854.

TEMPERATURE CONTROL SYSTEM FOR LASER RESHAPING OF NASAL SEPTUM

O. I. Baum

*Institute on Laser and Information Technologies of the Russian Academy of Sciences,
142190, Moscow (Troitsk), Russia
E-mail: baumolga@gmail.com*

A theoretical model of temperature field arising at laser reshaping of the nasal septum during septochondrocorrection surgery is developed. The temperature values allowing efficiency and safety of the surgery, and retaining the nasal septum functionality are determined. The efficiency of the control system used during the surgery has been investigated. The optimal dose and time of laser irradiation to achieve relaxation of cartilage without burns of the nasal septum mucous membranes are defined.

Keywords: laser, laser reshaping, cartilage, theoretical modeling, temperature field, control system, calibration.

Olga I. Baum

—

Data on author

PhD; Institute on Laser and Information Technologies of the Russian Academy of Sciences; Senior Scientist; E-mail: baumolga@gmail.com

For citation: *Baum O. I.* Temperature control system for laser reshaping of nasal septum // *Izvestiya Vysshikh Uchebnykh Zavedeniy. Priborostroenie*. 2015. Vol. 58, N 10. P. 847—854 (in Russian).

DOI: 10.17586/0021-3454-2015-58-10-847-854