

ТРЕХМЕРНАЯ МОДЕЛЬ ТЕМПЕРАТУРНОГО ПОЛЯ ПРИ ЛАЗЕРНОЙ КОРРЕКЦИИ ФОРМЫ ПЕРЕГОРОДКИ НОСА ЧЕЛОВЕКА

О.И. Баум, Э.Н. Соболев, А.В. Кондюрин

Институт Проблем Лазерных и Информационных Технологий РАН.

E-mail: baumolga@gmail.com

The three-dimensional model of a temperature field at laser correction of human nasal septum has been submitted. Dynamic of laser influence on cartilage tissue of nasal septum depending on tissue properties and laser settings has been analyzed.

Дыхание — одна из главных функций, определяющих жизнедеятельность всего человеческого организма. Затруднение носового дыхания приводит к развитию патологических состояний органов, связанных с дыхательной функцией. Одной из самых распространенных причин затруднения носового дыхания является деформация перегородки носа.

До недавнего времени существовал лишь хирургический способ коррекции деформированной перегородки, сопровождающийся большими потерями крови и различными осложнениями. 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. Соболевым [1].

Этот метод базируется на нагреве хрящевой ткани выше 70°C и поддержание этого режима в течении нескольких секунд, что приводит к релаксации напряжений и изменению формы без денатурации ткани [2]. Положительный эффект достигается в определенном диапазоне параметров лазерного воздействия. Выход за пределы этого диапазона является нежелательным и может быть опасным.

Целью настоящей работы является построение теоретической модели температурных полей, возникающих в процессе лазерного облучения носовой перегородки. Необходимость решения поставленной задачи обусловлена выбором оптимальной дозы облучения для достижения релаксации внутренних напряжений в облучаемой лазером хрящевой ткани без ожога слизистой оболочки носовой перегородки.

Существующая управляющая контрольная система, применяемая в настоящее время в операциях, позволяет измерять температуру T_T с помощью термопары, расположенной на периферии лазерного пятна в точке, не имеющей непосредственного контакта с тканями носовой перегородки [3]. Таким образом встает задача нахождения таких важнейших параметров, как T_M — максимальной температуры в глубине хряща (отвечающей за эффективность операции) и T_C — температуры в центре пятна на поверхности слизистой оболочки (отвечающей за безопасность операции). Эти параметры могут быть найдены с помощью расчетов в рамках предлагаемой модели.

Для создания теоретической модели, позволяющей получить распределение температурного поля внутри хрящевой ткани под действием лазерного излучения, рассматривалась трехмерная задача о распространении тепла через пространство, состоящее из нескольких соприкасающихся сред [4].

Уравнение теплопроводности (1) имеет вид:

$$\frac{\partial T(x, y, z, \tau)}{\partial \tau} = a \Delta T(x, y, z, \tau) + G(x, y, z, \tau) \quad (1)$$

Здесь a — коэффициент температуропроводности, а $G(x, y, z, \tau)$ — объемный источник тепла, возникающий в процессе воздействия лазерного излучения на хрящевую ткань и затухающий при прохождении в глубину ткани по закону Бугера-Ламберта-Бера с эффективным показателем поглощения κ (2). Плотность падающего потока энергии на поперечную поверхность хрящевой ткани имеет пространственное распределение, соответствующее распределению Гаусса с эффективным радиусом пучка $r_0^2(x)$, который, в общем случае, учитывает расхождение пучка по мере прохождения через хрящ в направлении оси x .

$$G(x, y, z, \tau) = P(\tau) \exp\left(-\frac{y^2 + z^2}{r_0^2(x)}\right) \frac{\kappa \exp(-\kappa x)}{c \rho} \quad (2)$$

Здесь $P(\tau)$ — зависящая от времени мощность лазерного излучения, c — удельная теплоемкость, ρ — плотность, κ — эффективный показатель поглощения.

На каждой границе раздела сред записывались либо граничные условия второго рода (3), соответствующие постоянству плотности теплового потока, либо граничные условия третьего рода (4), описывающие конвективный теплообмен между поверхностью хрящевой ткани и окружающей средой:

$$\lambda^m \frac{\partial T_S^m(\tau)}{\partial i} = \lambda^n \frac{\partial T_S^n(\tau)}{\partial i} \quad (3)$$

$$q_S^m(\tau) = \alpha (T_S(\tau) - T_{S0}(\tau)) \quad (4)$$

где m и n — индексы, нумерующие примыкающие среды, λ — коэффициент теплопроводности, индекс i — x , y или z , S — точки поверхности раздела, а $S0$ — ближайшие к поверхности раздела точки окружающей среды.

Для решения дифференциального уравнения теплопроводности (1) в сочетании с граничными условиями (3) и (4), удовлетворяющими конкретной 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.

Проходя через контактор — инструмент, с помощью которого проводится операция, тепловое поле распространяется в хрящевой ткани, причем из-за производимого во время операции надавливания на хрящевую пластину, непосредственно за контактором располагается область «выдавленного» хряща, то есть хряща с меньшим процентным содержанием воды.

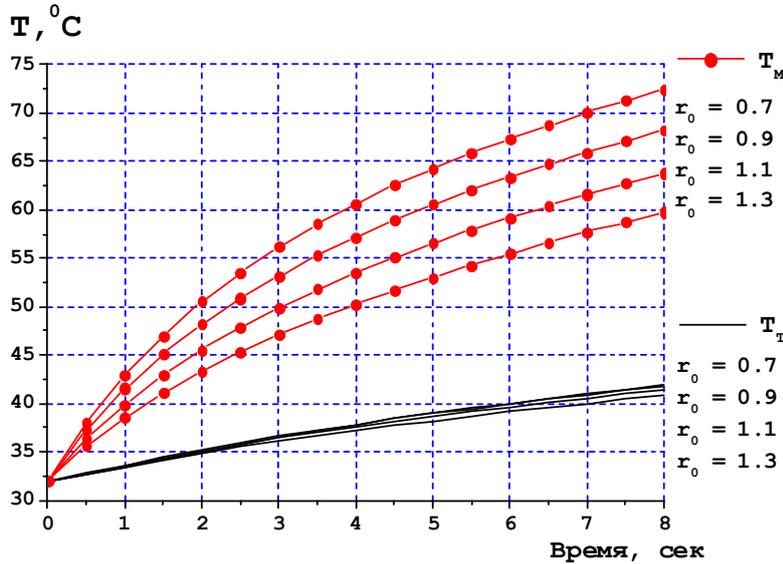


Рис. 1. Зависимости T_T и T_M от времени для различных эффективных размеров лазерного пятна r_0 . Мощность излучения $P = 1.2$ Вт, толщина «выдавленного» слоя хряща 200 мкм, его поглощение $0,75$ мм^{-1} .

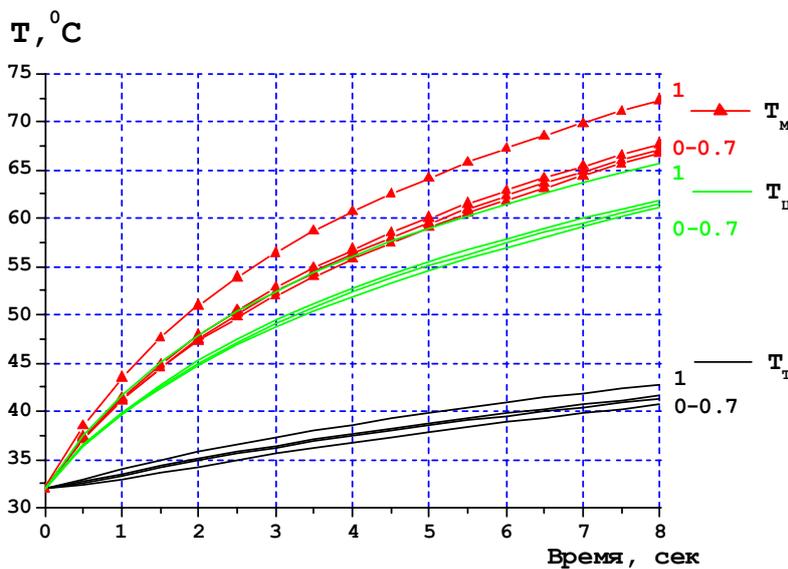


Рис. 2. Зависимости T_T и T_M и T_C от времени для двух различных эффективных показателей поглощения для слоя хряща, испытывающего механическое надавливание. Мощность излучения $P = 1.2$ Вт, толщина «выдавленного» слоя хряща 200 мкм, $r_0 = 0.9$ мм.

Исследовалось влияние на перераспределение теплового поля внутри хрящевой ткани таких параметров как эффективный размер лазерного пятна (Рис. 1.) и значение эффективного показателя поглощения слоя хряща, испытывающего механическое надавливание (Рис. 2.).

Было показано, что эффективный размер лазерного пятна r_0 и эффективный показатель поглощения k для слоя хряща, подвергнутого механическому надавливанию, существенно влияют на перераспределение темпера-

турного поля внутри хрящевой ткани. Кроме того, теоретический расчет с учетом зависимости эффективного показателя поглощения от толщины «выдавленного» слоя хряща, показал, что при достаточном надавливании, приводящем к перераспределению концентрации воды, точка, в которой достигается максимальная температура T_M , сдвигается с поверхности в глубину ткани, предотвращая ожег слизистой оболочки в процессе лазерной операции.

Проведенное сравнение результатов расчета с экспериментальными данными, полученными для хрящеподобного геля показал, что теоретическая модель дает адекватное описание лазерного воздействия на ткань носовой перегородки. Полученные на основе построенной модели данные, позволили уточнить времена отключения лазерного воздействия для различных мощностей и распределений лазерного излучения, обеспечив тем самым безопасность и эффективность процедуры лазерной септохондрокоррекции.

1. E.Helidonis, E.Sobol, G.Kavvalos, et al. "Laser shaping of composite cartilage grafts". Amer.J. Otolaryngology, Vol.14, № 6, pp. 410–412, 1993.
2. "Лазерная инженерия хрящевых тканей". Под редакцией В.Н.Баграташвили, Э.Н.Соболя, А.Б.Шехтера. М: ФИЗМАТЛИТ, 2006.
3. E.N. Sobol, T.E. Milner, A.B. Shekhter, et al. Laser Phys. Lett. 4, № 7, pp. 488–502, 2007.
4. Sobol E.N. "Phase transformations and ablation in laser-treated solids". "John Wiley&Sons", New York, 1995.