

ЛАЗЕРНОЕ ИЗМЕНЕНИЕ ФОРМЫ РЕБЕРНОГО ХРЯЩА ДЛЯ ИМПЛАНТАЦИИ

Ю.М. Сошникова^{1, 2}, О.И. Баум², М.В. Обрезкова¹,
В.М. Свистушкин³, Э.Н. Соболев², О.К. Тимофеева³.

¹Химический факультет Московского Государственного Университета им. М.В. Ломоносова; ²Институт Проблем Лазерных и Информационных Технологий РАН;

³Государственное учреждение Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского.

ilmut@mail.ru, baumolga@gmail.com

Изменение формы хрящей под действием неабляционного лазерного излучения изучается более 15 лет [1 - 4]. При этом исследования проводились, в основном, для хрящей перегородки носа и уха. В настоящей работе впервые проводятся исследования по лазерной коррекции формы реберного хряща, который используется для трансплантации в хирургических операциях по лечению стеноза гортани.

К сожалению, число больных с тяжелыми поражениями гортани и трахеи, зачастую угрожающими жизни, не уменьшается, а, по данным некоторых авторов увеличивается из года в год. У ряда пациентов возникают осложнения, вызванные повреждением стенки трахеи, что связано с проведением длительной дыхательной реанимации [5]. Зачастую такие больные становятся инвалидами. Длительное, многоэтапное лечение последствий травм не всегда бывает эффективным [6].

Для закрытия дефектов стенок и восстановления опорной функции гортани и трахеи используются ауто-и аллоимплантаты [7]. В практике применяются аллотрансплантаты биологической природы или созданные из синтетических материалов (танталовая, полиэтиленовая, марлексовая, капроновая сетки и тефлоновая трубки). Из биологических материалов оптимальным считается применение реберных хрящей., поэтому в настоящее время для лечения стеноза гортани применяется многоэтапная операция, которая включает трансплантацию реберного хряща, требует неоднократного пребывания пациентов в стационаре и последующей длительной реабилитации [5]. При этом серьезной проблемой является изготовление аллоимплантатов нужной формы, поэтому контроль формы хрящевого трансплантата является необходимой предпосылкой успешного проведения операций. Учитывая анатомические особенности трахеи целесообразной, на наш взгляд, является имплантация хрящевого трансплантата, смоделированного в виде полукольца.

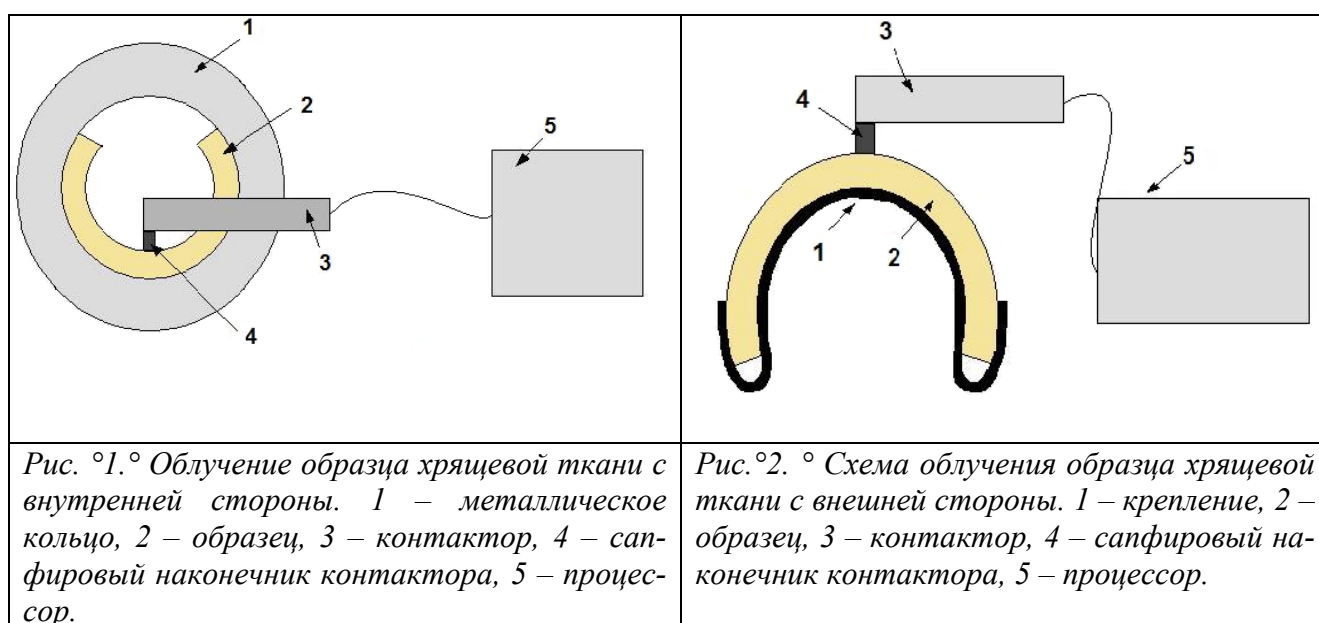
Целью настоящей работы является исследование режимов лазерного воздействия на реберный хрящ, приводящих к стабильному изменению его формы с сохранением его биологических функций.

В предыдущих исследованиях продемонстрирована возможность изменения формы хряща путем воздействия лазерного ИК-излучения [3]. Установлено, что такое воздействие в зависимости от режима облучения может приво-

доть как к необратимым структурным изменениям ткани и утрате метаболизма, так и к устойчивому во времени изменению формы хряща.

Необратимые последствия лазерного облучения заключаются в денатурации белка коллагена, входящего в состав хрящевой ткани, а также в плавлении протеогликановых агрегатов хрящевого матрикса. Было показано, что частичная денатурация коллагена проявляется в хрящевой ткани при температуре 70°C и выше [8].

В настоящей работе использовался эрбиевый волоконный лазер с длиной волны 1,56 мкм, с помощью которого проводилось облучение образцов свиного реберного хряща. Образец хрящевой ткани толщиной 3 мм помещался в металлическое кольцо (Рис.1). Проводилось облучение внутренней стороны образца в заданных точках поверхности.



Затем образцу придавалась изогнутая форма, которая фиксировалась на специальном креплении, и проводилось облучение с внешней стороны (Рис.2) таким же образом.

В большинстве экспериментов (Табл.1) проводилось повторное облучение образца с внутренней стороны. Облучение проводилось при непосредственном контакте наконечника и образца, при этом осуществлялось надавливание на образец с постоянной силой для изменения показателя преломления хрящевой ткани на счет перераспределения воды и предотвращения перегрева. Результат считался положительным, если за 24 часа не происходило возвращение первоначальной прямой формы.

Динамика изменения формы образца после облучения отслеживалась в течение месяца. Эффект наблюдался при использовании импульсного режима облучения с мощностью лазерного луча 1,7; 1,8 и 2,0 Вт при длительности воздействия на одну точку поверхности 15 сек (при мощности 2,0 Вт) и 20 сек (1,7; 1,8 Вт).

Таблица 1. Результаты экспериментов для разных режимов облучения.

№	Режим облучения	Тип облучения*	Эффект стабильного изменения формы
1	Импульсный, 500/700, 10 сек, 1,5 Вт	II	нет
2	Импульсный, 500/700, 20 сек, 1,7 Вт	II	да
3	Импульсный, 500/700, 20 сек, 1,8 Вт	II	да
4	Импульсный, 500/700, 15 сек, 2,0 Вт	I	да

*Тип облучения: I – облучение с внутренней стороны затем с внешней; II – облучение с внутренней стороны затем с внешней и снова с внутренней.

Температура поверхности хряща в процессе лазерного воздействия измерялась с помощью термопары, встроенной в сапфировый наконечник лазерного контактора. Поскольку термопара расположена на краю сапфирового наконечника, ее положение позволяет регистрировать температуру на периферии лазерного пятна, но не позволяет непосредственно измерить температуру в центре лазерного пятна на поверхности хрящевой ткани, где возможно развитие процессов денатурации ткани. Для оценки безопасности лазерного облучения температура в центре лазерного пятна на поверхности образца определялась теоретически на основе теории теплопроводности [9].

Была разработана теоретическая модель, позволяющая рассчитать температурное поле, опираясь на полученные из эксперимента значения температуры на периферии лазерного пятна, регистрируемые термопарой, а также с учетом геометрии эксперимента и характеристик хрящевой ткани.

Согласно предложенной схеме, тепло распространяется через пространство, состоящее из нескольких соприкасающихся сред (Рис.3).

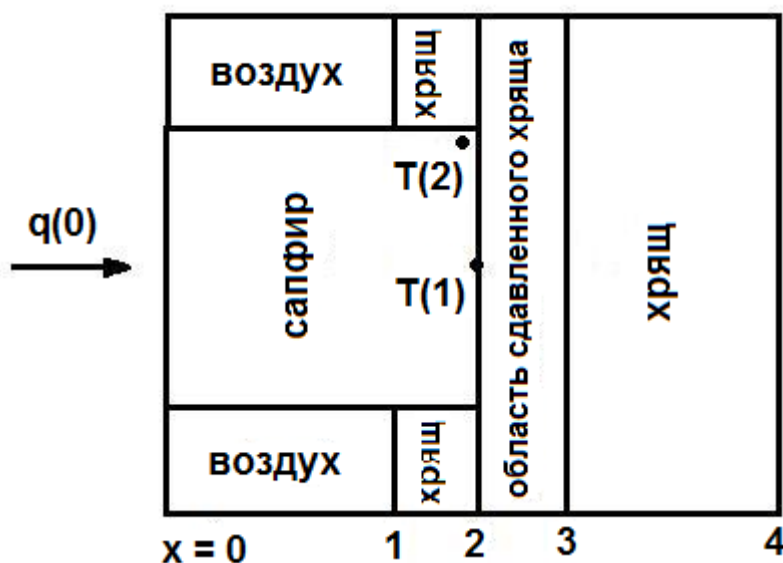


Рис. 3. Схематическое изображение среза рассматриваемой области вдоль оси симметрии. $T(1)$ – температура в центре лазерного пятна на поверхности хрящевой ткани, $T(2)$ – температура, регистрируемая термопарой в эксперименте.

Распространение теплового потока направлено перпендикулярно поверхности образца, а изменение интенсивности лазерного излучения по мере его проникновения в глубь хрящевой ткани подчиняется закону Бугера-Ламберта-Бера:

$$I = I_0 e^{-kd},$$

где I_0 - интенсивность падающего пучка, k - показатель поглощения среды, d - толщина слоя вещества, через которое проходит излучение.

В общем виде уравнение теплопроводности имеет вид:

$$c_v \gamma \frac{\partial T(x, y, z, \tau)}{\partial \tau} = \lambda \left(\frac{\partial^2 T(x, y, z, \tau)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z, \tau)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z, \tau)}{\partial z^2} \right) + G(x, y, z, \tau),$$

где c_v - удельная изохорная теплоемкость среды, γ - плотность среды, λ - коэффициент теплопроводности. Функция $G(x, y, z, \tau)$ описывает воздействие лазерного излучения как объемного источника тепла.

Для нахождения неизвестной $T(1)$ решали уравнения теплопроводности для каждой среды в сочетании с граничными условиями, удовлетворяющими рассматриваемой схеме [9]. На каждой границе раздела сред записывались либо граничные условия второго рода, соответствующие постоянству плотности теплового потока, либо граничные условия третьего рода, описывающие конвективный теплообмен между поверхностью хрящевой ткани и окружающей средой.

Расчет, произведенный с помощью предложенной модели, демонстрирует хорошую сходимость с экспериментальными данными, регистрируемыми термопарой в области температур, не достаточных для начала денатурации (Рис.4). А так же позволяет определить температуру в центре лазерного пятна на поверхности хрящевой ткани.

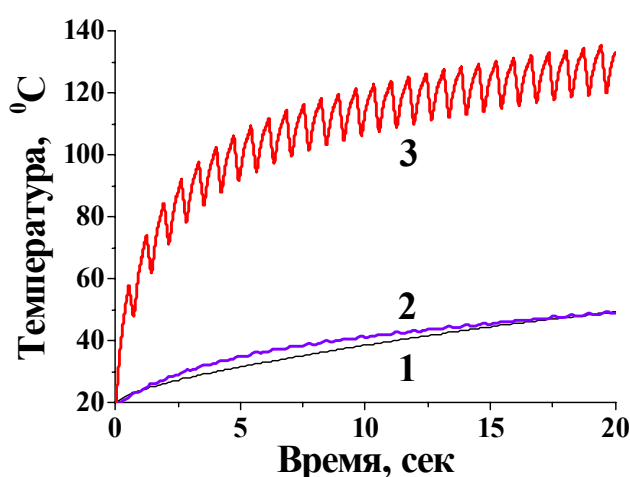


Рис. 4. Динамика изменения температуры для импульсного режима облучения с мощностью 1,8 Вт: 1 – экспериментальные данные термопары; 2 – теоретические данные температуры в точке расположения термопары; 3 – теоретические данные изменения температуры в центре пятна на поверхности образца.

Таким образом, в рамках данной работы определены пороговые режимы, которые обеспечивают стабильное изменение формы реберного хряща. Предложенная теоретическая модель позволяет правильно описать динамику нагрева и может быть использована для выбора безопасных режимов воздействия.

Благодарности: Работа выполнена при поддержке РФФИ (Гранты 10-02-90045-Бел_а, 09-02-00763а)

1. E.Helidonis, E.Sobol, G.Kavvalos, J.Bizakis, P.Christodoulou, G.Velegrakis, J.Segas, V.Bagratashvili. Laser shaping of composite cartilage grafts. Amer.J. Otolaryngology, Vol. 14, 6, 410-412, 1993.
2. E.N.Sobol. Phase Transformations and Ablation in Laser-Treated Solids, John Wiley & Sons Inc., New York, 1995.
3. В.Н.Баграташвили, Э.Н.Соболь, А.Б.Шехтер. Лазерная инженерия хрящей, М.: ФИЗМАТЛИТ, 2006.
4. C.Bourolas, J.K.Hajioannou, E.Sobol, G.Velegrakis, E.Helidonis. "Epiglottis reshaping using CO₂ laser: a minimally invasive technique and its potential applications. Head Face Med, Vol.4, 15, 2008.
5. В.Г.Зенгер, А.Н.Наседкин, В.Д.Паршин. Хирургия повреждений гортани и трахеи. М.: Медкнига, 2007.
6. А.И.Юнина. Травмы органов шеи и их осложнения. М.: Медицина, 1972.
7. Д.Ф.Вильямс, Р.Роуф. Импланты в хирургии: Пер с англ. М.: Медицина, 1978.
8. N.Yu.Ignatieva, V.V.Lunin, S.V.Averkiev, A.F.Maiorova, V.N.Bagratashvili, E.N.Sobol. DSC investigation of connective tissues treated by IR-laser radiation, Thermochimica Acta 2004, Vol. 422, pp. 43–48.
9. А.В.Лыков. Теория теплопроводности. М. Высшая школа, 1967.