

07;12
©1995

ТЕРМООПТИЧЕСКАЯ ОБРАТНАЯ СВЯЗЬ В КОНТАКТНОМ Н₀-ЛАЗЕРНОМ СКАЛЬПЕЛЕ

А.В.Ерофеев, И.К.Ильясов, К.В.Приходько

Введение

Лазерный контактный скальпель применяется сегодня во многих областях медицины [1]. Многие новые щадящие операции в оториноларингологии, челюстно-лицевой хирургии, ортопедии и др. стали возможными только при использовании лазерной хирургической аппаратуры [2,3]. Лазерный контактный скальпель представляет собой лазерную установку с волоконной системой доставки излучения к операционному полю. Операция производится непосредственно волоконным наконечником, который находится либо в руках хирурга, либо управляется с помощью эндоскопической аппаратуры. Основное отличие контактного метода проведения операции от традиционного неконтактного (с помощью фокусирующих систем) состоит в том, что в месте соприкосновения торца волокна или специального наконечника с биотканью образуется так называемая зона контакта, которая состоит из продуктов пиролиза биоткани под действием лазерного излучения. Эта зона контакта, представленная в основном карбонизированной тканью, поглощает все излучение лазера и нагревается до 1200 К и выше. За счет высоких температур в зоне контакта происходит более эффективная (быстрая) деструкция биологических тканей с меньшей травматизацией прилегающих областей, чем при неконтактном методе проведения операции [4]. Контактный лазерный скальпель может конструироваться на базе любого лазера, излучение которого может передаваться по оптическому волокну с мощностью, достаточной для эффективной деструкции. Такими лазерами на сегодняшний день могут быть CO₂, Ar, Cu²⁺, Nd³⁺, Ho³⁺, Er³⁺ и др. лазеры. В последнее время широкое распространение начинает получать лазерный контактный скальпель на базе Ho:YAG лазере [5]. Особенностью данного лазера является возможность получения генерации в области 2 мкм, а эта область, как известно, близка к одному из длинноволновых пиков поглощения воды [6], что обуславливает сравнительно высокий коэффициент экстинкции излучения. В этой

связи представляется актуальным рассмотрение принципов построения обратной связи в лазерном контактном скальпеле на базе Ho:YAG лазера. В данной работе рассмотрена оптическая схема и результаты измерения теплового сигнала при взаимодействии лазерного излучения с различными препаратами в контактном режиме, получены данные о действующей в зоне контакта температуре и выработаны требования к конструкции системы тепловой обратной связи.

Материалы и методы

В экспериментах использовался прототип лазерного контактного скальпеля на базе Ho-лазера со следующими параметрами:

- энергия импульса до 350 мДж;
- частота следования импульсов до 10 Гц;
- длина волны лазерного излучения 2.088 мкм;
- длительность импульса генерации по полувысоте 150 мкс.

Излучение лазера направлялось в комбинированный узел оригинальной конструкции, позволяющий вводить излучение в оптическое волокно (диаметром световедущей жилы 390 мкм) с общими потерями не более 12% и регистрировать обратный тепловой сигнал с помощью фотодиода ФД-23. Описание принципа действия подобной схемы приводится в работе [7].

В работе использовалось оптическое волокно типа кварц-кварц с малым содержанием ионов гидроксила (1 ppm): Steko Ltd., Project manager Valery Khalilov.

В качестве объектов исследования использовались клубни картофеля (свежие срезы — водонасыщенный биоматериал, высушенные срезы — обезвоженный биоматериал), эмаль и дентин зуба человека, а также образцы пиролитического графита.

Калибровка проводилась путем нагрева дистального торца световода до температуры, контролируемой с помощью пирометра. После измерения зависимости обратного сигнала от температуры (которая менялась с изменением напряжения, подаваемого на нить накала) была построена калибровочная кривая, представленная на рис. 1, а, с помощью которой амплитуда обратного теплового сигнала сопоставлялась с эффективной температурой зоны контакта.

Результаты

В результате проведенных экспериментов получена зависимость эффективной температуры сигнала для исследуемых препаратов от энергии лазерного импульса и времени воздействия.

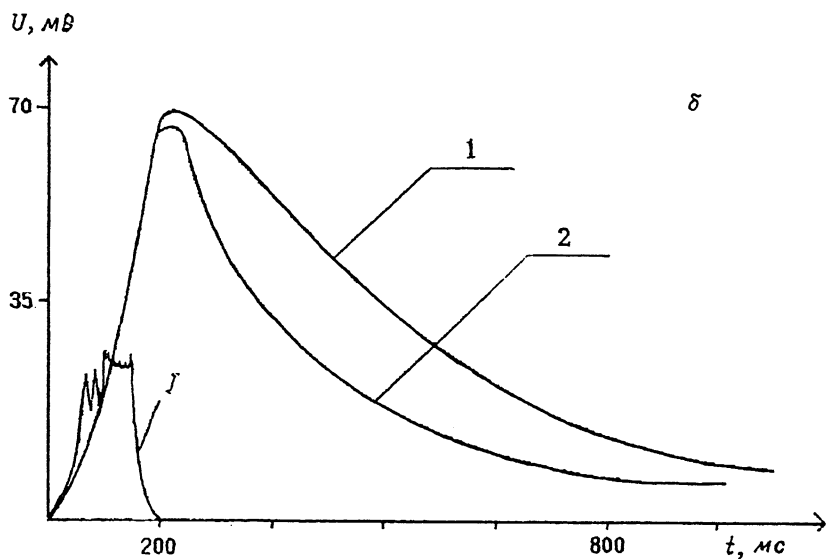
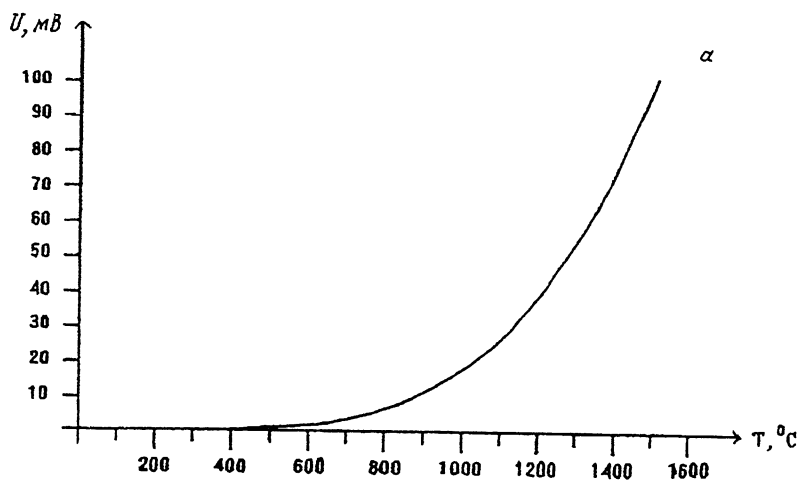


Рис. 1. Характеристики обратного теплового сигнала.
a — калибровочная кривая обратного теплового сигнала. *б* — форма обратного сигнала при различных условиях проведения деструкции: *1* — взаимодействие лазерного излучения с биоматериалом в воздухе, *2* — взаимодействие лазерного излучения с биоматериалом в воде, *l* — лазерный импульс.

На рис. 1, б представлена форма обратного сигнала для различных условий проведения эксперимента. Кривая 1 соответствует взаимодействию лазерного излучения с биоматериалом в воздухе, кривая 2 — в воде. Видим, что интенсивность теплового сигнала в водной среде практически не отличается по амплитуде, однако более резко спадает со временем. Это можно объяснить тем, что амплитуда теплового сигнала зависит от коэффициента поглощения биоматериала, а задний фронт теплового сигнала определяется условиями охлаждения зоны контакта.

На рис. 2, а представлена зависимость эффективной температуры зоны контакта для разных типов биоткани (для частоты следования импульсов 10 Гц и средней мощности 2 Вт). Видно, что максимальная эффективная температура (1390°C) соответствует взаимодействию лазерного излучения с графитом, что объясняется наибольшим коэффициентом поглощения. Наименьшая эффективная температура соответствует материалу с высоким влагосодержанием (срезы клубней картофеля, искусственная биоткань) и эмали (мене 450°C). Это очевидно объясняется спецификой разрушения мягких водосодержащих биотканей излучением Но-лазера [8], так как в данном случае температура в зоне контакта определяется динамикой разогрева влаги до изохорной температуры кипения и при этом не превышает температуры перехода жидкости в пар. Малая эффективная температура, возникающая в процессе обработки эмали, объясняется тем, что излучение Но-лазера практически не поглощается в данной ткани, вследствие чего отсутствует нагрев в зоне контакта.

Средний уровень эффективной температуры для дентина и обезвоженного биоматериала (1350 и 1200°C) можно объяснить наличием в данных биотканях компонентов (белок, крахмал), которые имеют значительное поглощение на $\lambda = 2.08$ мкм.

На рис. 2, б показана временная динамика эффективной температуры, возникающей в зоне контакта для различных биотканей (при частоте следования импульсов 5 Гц и средней мощности 1.5 Вт). Видно, что для графитовых образцов эффективная температура практически не изменяется со временем. Для других образцов (дентин и сухой биоматериал) эффективная температура увеличивается с течением времени и достигает значения 1300 и 1130°C соответственно. Это, очевидно, связано с тем, что в процессе взаимодействия возникает слой карбонизированной ткани, что ведет к увеличению коэффициента поглощения. Подобные зависимости были получены для частот следования импульсов 3.10 Гц. Отметим, что характер зависимости не изме-

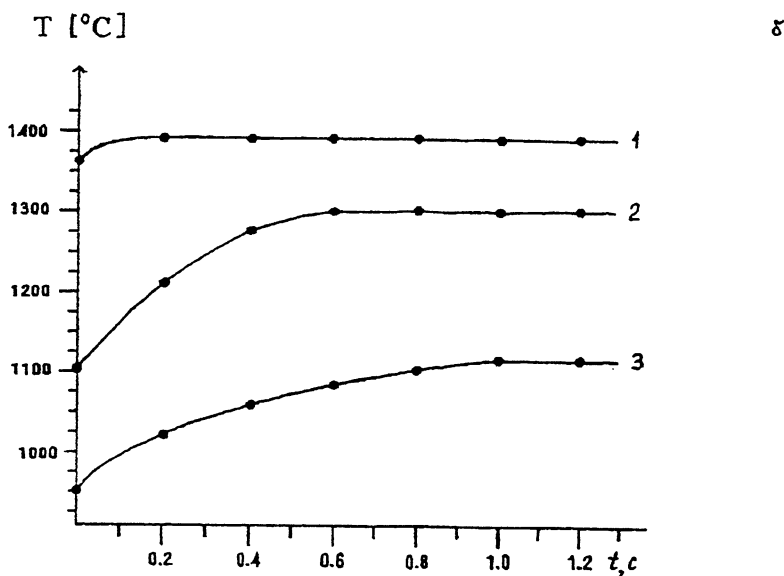
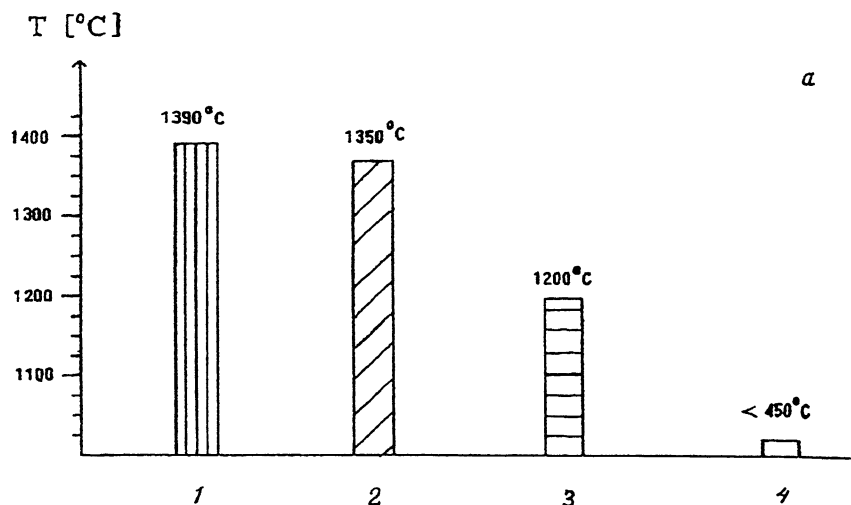


Рис. 2. Эффективная температура зоны контакта при обработке различных видов биотканей.

a — максимальная эффективная температура (при частоте следования импульсов 10 Гц), *б* — динамика эффективной температуры (при частоте следования импульсов 5 Гц); 1 — графит, 2 — дентин, 3 — сухой биоматериал, 4 — водонасыщенный биоматериал, эмаль.

няется, однако уровень выхода на стационар для 3 Гц ниже (1200, 1140 и 1350°C для дентина, сухого биоматериала и графита соответственно), а для 10 Гц выше и составляет соответственно 1350, 1200 и 1390°C.

Выводы

В результате данной работы можно сделать следующие выводы:

1) тепловую обратную связь можно осуществлять в контактном лазерном скальпеле только при работе с твердыми или мягкими влагонесодержащими материалами;

2) форма теплового сигнала сильно зависит от условий взаимодействия лазерного излучения с тканью; так, например, при взаимодействии в жидкой среде производная заднего фронта теплового сигнала выше на 30–40% за счет интенсивного остывания зоны контакта, этот факт может быть использован для контроля процесса взаимодействия в сосудистой хирургии и лапароскопии;

3) контролировать эффективную температуру зоны контакта, используя тепловую обратную связь, в контактном лазерном скальпеле можно только при работе с твердыми или мягкими биоматериалами с невысоким влагосодержанием;

4) сильное различие в уровне тепловых сигналов для эмали и дентина позволяют сделать вывод о перспективности термооптической обратной связи при обработке зубных тканей.

Список литературы

- [1] Приезжев А.В., Тучин В.В., Шубочкин А.П. // Лазерная диагностика в биологии и медицине. М., 1989. 238 с.
- [2] Gardner C.M., Welch A.J. / SPIE. 1992. V. 1646. P. 400.
- [3] Apfelberg D.B., Bailin P., Rossenberg H. // Laser in Surgery and Medicine 1986. V. 6. P. 38–42.
- [4] Альтшулер Г.Б., Беликов А.В., Ерофеев А.В., Ильясов И.К., Приходько К.В. // СПб., 1993. Тез. докл. межд. конф. "Оптика лазера". С. 647.
- [5] Rastegar S., Motamedi M. // SPIE. 1990. V. 1202. P. 253.
- [6] Hulburt E.O. // J. Opt. Soc. Am. 1945. V. 25. N 11. P. 698–705.
- [7] Альтшулер Г.Б., Ерофеев А.В., Ильясов И.К., Приходько К.В. // Письма в ЖТФ. 1994. Т. 20. В. 9. С. 68–73.
- [8] Альтшулер Г.Б., Ерофеев А.В., Ильясов И.К., Приходько К.В. // Письма в ЖТФ. 1994. Т. 20. В. 15. С. 50–57.

Институт точной механики
и оптики
Санкт-Петербург

Поступило в Редакцию
20 октября 1994 г.