

07;12
©1994

ПРИНЦИПЫ ТЕРМООПТИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ В КОНТАКТНОМ ЛАЗЕРНОМ СКАЛЬПЕЛЕ

Г.Б.Алтышулер, 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 (см. рис. 1,б). Эта зона контакта, представленная в основном карбонизированной тканью, поглощает свет лазера и нагревается до высоких температур (> 1200 K). За счет высоких температур, действующих 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. Однако поскольку в силу ряда обстоятельств наиболее распространенными на рынке лазерной медицинской аппаратуры являются скальпели на базе YAG:Nd³⁺ лазеров [5], данная работа посвящена рассмотрению принципов обратной связи именно в них.

Удержание лазера в режиме оптимального воздействия с использованием обратной связи

Перспективы оптимизации лазерного лечения путем введения обратных связей отмечалась некоторыми авторами [6,7]. Авторы проводят анализ возможных методов обратной связи, при этом они сравнивают оптические, колориметрические, термические методы. Оптические методы обратной связи основываются на контроле за изменениями оптических свойств облученной ткани. Сложность такого способа состоит в том, что оптические свойства биоткани имеют сильный разброс и зависят от многих неконтролируемых параметров. Колориметрические методы обратной связи основываются на контроле за изменением цвета облученной ткани, что требует введения дополнительного оптического канала. Основной недостаток состоит в том, что цвет облученной ткани изменяется не сразу, а с достаточно большой задержкой во времени.

В работе [7] сделан вывод, что наиболее точным в реальном масштабе времени является обратная связь по температуре, так как только температура адекватно отображает процессы, происходящие в зоне облучения. Но в этом случае встает проблема: каким образом измерять достаточно высокие температуры в месте воздействия? Использование неконтактных сенсоров предпочтительнее вследствие того, что контактные сенсоры затруднительно использовать при реальных операциях, к тому же они могут поглощать часть падающего излучения.

Однако, как отмечалось выше, принцип действия лазерного контактного скальпеля основан на нагреве зоны контакта до высоких температур, за счет которых происходит деструкция биологических тканей. Конструкция контактного лазерного скальпеля позволяет использовать собственно торец волокна или наконечник волоконной системы доставки лазерного излучения в качестве сенсора температуры в зоне его контакта с биотканью без введения дополнительных информационных каналов. Как известно, максимум интенсивности излучения нагретых до высоких температур тел смещается в коротковолновую область спектра [8]. Максимум теплового излучения от нагретой до температуры 1500 К зоны контакта соответствует длине волны $\lambda \sim 2$ мкм, которая попадает в полосу прозрачности кварцевых световодов, обычно используемых в лазерных скальпелях [9]. Регистрируя это тепловое излучение, мы получаем достоверную информацию о температуре зоны контакта. Основываясь на этом, была создана экспериментальная установка, схема которой показана на рис. 1,а. Тепловой сигнал был откалиброван и была получена возможность провести

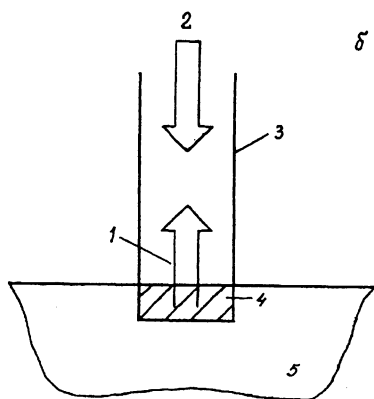
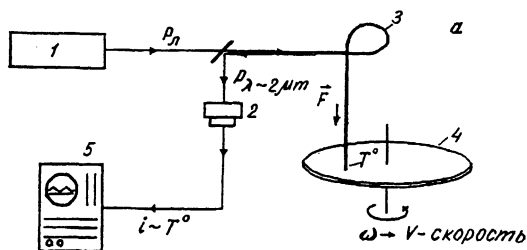


Рис. 1. Схема эксперимента.

a — схема экспериментальной установки: 1 — лазер, 2 — фотодиод, 3 — волоконно-оптический тракт, 4 — образец биоткани, 5 — осциллограф. F — давление наконечника на ткань.

б — зона контакта наконечника с биотканью: 1 — тепловое излучение, 2 — лазерное излучение, 3 — торец наконечника, 4 — зона контакта, 5 — биоткань.

эксперименты, связывающие эффективность и качество лазерной раны с температурой в зоне контакта по методике, описанной в [10].

Допустим, что найден режим лазерной деструкции, обеспечивающий минимальную травматичность [4]. Встает вопрос, как можно поддержать этот режим во время операции. Хирург может изменять скорость перемещения наконечника при проведении разреза и его давление на ткань, и в этих условиях мы должны удержаться в области до-

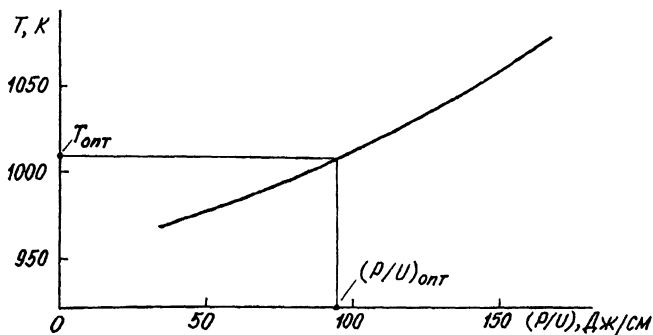


Рис. 2. Зависимость температуры наконечника от отношения мощности лазерного излучения к скорости перемещения наконечника.

пустимой травматичности. Эти условия можно обеспечить путем изменения мощности так, чтобы обеспечить постоянство температуры наконечника:

$$T(P, V, p) = T_{\text{опт}},$$

где P — мощность лазерного излучения, V — скорость перемещения наконечника лазерного скальпеля, p — давление наконечника на биоткань.

Это вытекает из установленного нами факта линейной зависимости температуры наконечника от отношения мощности к скорости перемещения, которая показана на рис. 2. Для реализации системы обратной связи в полном объеме необходим интерфейс, обеспечивающий изменение мощности лазера пропорционально отклонению мгновенной температуры наконечника от “оптимальной” для данного типа биоткани. В принципе система обратной связи может быть реализована в одной из трех версий:

- 1) система обратной связи с интерфейсом связи с блоком питания лазера;
- 2) система обратной связи с управляемым электромеханическим ослабителем;
- 3) система обратной связи с управляемым электрооптическим ослабителем.

Для реализации первой версии необходимо кардинальное вмешательство в блок питания лазера, чтобы обеспечить управление энергией накачки в зависимости от данных о температуре наконечника, либо проектировать блок питания с возможностью компьютерного управления выходными данными.

В случае второй версии вмешательство в блок питания не нужно, но подобные системы обладают низким быстродействием и малым динамическим диапазоном, что может привести к запаздыванию отработки температуры и, как следствие, повышению травматичности. Однако более де-

тальный анализ требуемого быстродействия — предмет отдельной работы.

Версия системы обратной связи с управляемым электрооптическим ослабителем обладает высоким быстродействием, компактна, но требует применения дорогостоящих электрооптических затворов, применения высоких напряжений.

В настоящее время проводятся работы по разработке сигнализационной системы превышения заданного порогового значения температуры волоконного наконечника.

Заключение

1. В результате проведенной работы было показано, что в лазерном контактном скальпеле достоверную информацию о температуре волоконного наконечника можно получать без дополнительных температурных сенсоров путем анализа теплового сигнала из зоны контакта наконечника с биотканью.

2. Созданная экспериментальная установка позволяет в реальном масштабе времени измерять температуру в зоне контакта.

3. Проведенные эксперименты показали, что температура в зоне контакта линейно зависит от отношения мощности лазерного излучения к скорости проведения деструкции, что позволяет сделать вывод о возможности стабилизации температуры наконечника во время операции путем изменения мощности лазерного излучения.

4. Предложено несколько возможных версий реализации термооптической системы обратной связи в лазерном контактном скальпеле.

Список литературы

- [1] Приезжев А.В., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. Лазерная диагностика в биологии и медицине. М.: Наука, 1989. 238 с.
- [2] Шакаров М.Н., Сарачева Н.У. // Стоматология. 1991. Т. 6. С. 32-33.
- [3] Афанасьев Ю.И., Юрина Н.А., Алешин Б.В. Гистология. 4-е изд. М.: Медицина, 1989. 672 с.
- [4] Альтшулер Г.Б., Ерофеев А.В., Ильясов И.К., Приходько К.В. // Письма в ЖТФ. 1994. Т. 14. В. 4. С. 81-84.
- [5] Kales D. Laser Focused World. 1993. V. 29. P. 70-73.
- [6] Faiz R., Mordon S., Staroswiecki M., Brunetaud J.M. // Proceeding SPIE. 1992. V. 1646. L-T-I-III. P. 76.
- [7] Mordon S. et al // Advances in Laser Medicine II Safety & Laser Tissue Interaction. 1989. P. 335-345.

- [8] *Брамсон М.А.* Справочные таблицы по инфракрасному излучению нагретых тел. М.: Наука, 1964. 317 с.
- [9] *Филипс Дж.* Оптические спектры твердых тел в области собственного поглощения. М.: Мир, 1968. 176 с.
- [10] *Альтшулер Г.Б., Беликов А.В., Ерофеев А.В., Ильясов И.К., Приходько К.В.* Тез. докл. межд. конф. "Оптика лазеров". С.-Петербург, 1993. С. 647.

Санкт-Петербургский институт
точной механики и оптики

Поступило в Редакцию
4 февраля 1994 г.