

07;12  
©1994

## ИССЛЕДОВАНИЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ИЗЛУЧЕНИЯ $\text{Ho:YAG}$ ЛАЗЕРА С МЯГКИМИ БИОТКАНЯМИ

*Г.Б.Альтшулер, А.В.Ерофеев, И.К.Ильясов, К.В.Приходько*

### 1. Введение

В последнее время широкое распространение в медицинской практике начали получать лазеры на основе кристаллов, активированных ионами  $\text{Ho}$ . Отмечаются их большие возможности в ортопедии, стоматологии и др. [1,2]. Особенностью  $\text{Ho}$  лазеров является возможность генерации на длинах волн 2.088 или 2.12 мкм. Эта область, как известно, близка к одному из длинноволновых пиков поглощения воды [3] и обуславливает сравнительно высокий коэффициент экстинкции излучения ( $\alpha \sim 50 \text{ см}^{-1}$ ), откуда следует перспективность использования подобных лазеров в медицине.

Одним из возможных применений является использование излучения  $\text{Ho}$  лазеров в хирургии мягких тканей. С этой целью целесообразно проведение детальных исследований, направленных на изучение механизмов взаимодействия излучения  $\text{Ho}$  лазера с мягкими биотканями. В данной работе приводятся результаты экспериментальных исследований деструкции модельных биотканей излучением  $\text{Ho:YAG}$  в режиме свободной генерации. Лазерная рана оценивалась по критериям эффективности и фактору инвазивности, введенным в работе [4]. Приведены зависимости данных критериев от энергетических параметров лазера и скорости проведения деструкции в контактном и дистантном режимах обработки. По результатам экспериментов обсуждается возможный механизм абляции и формулируются требования к оптимальным режимам лазерного скальпеля на базе  $\text{Ho:YAG}$  лазера.

### 2. Материалы и методы

В экспериментах использовался  $\text{Ho}^{3+}:\text{YAG}$  лазер со следующими выходными параметрами: энергия импульса до 400 мДж, длительность импульса свободной генерации по полувысоте 150 мкс, частота следования импульсов до 10 Гц.

Излучение лазера транспортировалось к образцу с помощью оптического волокна типа кварц-кварц со световодущей жилой 390 мкм и низким содержанием ионов гидроксида.

В качестве биообъекта использовались срезы клубней картофеля, обрабатываемые по методике, описанной в работе [5], и искусственная биоткань, позволяющая по изменению цвета быстро определять зону термических повреждений [6]. Исследуемый образец закреплялся на устройстве перемещения образца, обеспечивающем линейную скорость перемещения объекта относительно дистального торца световолокна от 0 до 20 мм/с.

В ходе экспериментов на биообъектах проводились круговыерезы, при этом фиксировались выходная мощность лазера и скорость проведения деструкции. В контактном режиме дистальный торец световолокна находился в непосредственном контакте с тканью, в дистантном режиме на расстоянии 0.5 мм. Давление световолокна на ткань устанавливалось минимальным (не более 20 мг).

Эксперименты вблизи порога разрушения биоткани проводились по методу измерения дефекта массы: образец взвешивался до и после обработки на торсионных весах Waga Torsyjna-WT фирмы Techniprot с точностью 0.5 мг.

Для проведения некоторых экспериментов использовались срезы клубней картофеля с обезвоженным приповерхностным слоем. Обезвоживание достигалось путем медленного (до 5 часов) испарения в вакуумной камере ТУММР-10т с малым перепадом давления (300 мБар), что обеспечивало сохранение структуры поверхностного слоя.

Объем удаленного и термически некротированного материала измерялся методом световой микроскопии с помощью микроскопа МБС-9.

### 3. Результаты, обсуждение результатов

В результате проведенных экспериментов получены зависимости коэффициентов эффективности деструкции и фактора инвазивности от линейной экспозиции. Данные коэффициенты были определены в работе [4] для оценки взаимодействия Nd:YAG лазера с биотканями. Коэффициент эффективности деструкции  $K$  — это отношение объема удаленного материала к затраченной лазерной энергии, фактор инвазивности раны  $H$  — отношение объема необратимо поврежденной биоткани у границы лазерной раны к объему удаленной ткани. Измерено пороговое значение плотности энергии, при которой начинается абляция водосодержащего биоматериала (препарат клубней картофеля), составляющее  $5 \pm 1$  Дж/см<sup>2</sup>.

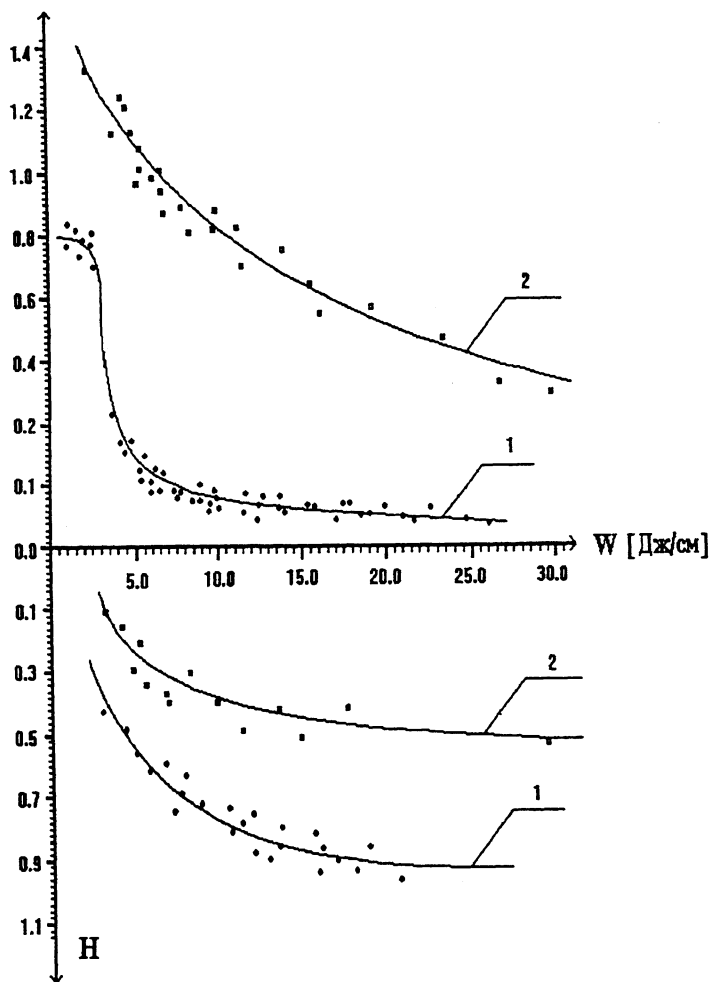
$K \text{ [мм}^3\text{/Дж]}$ 

Рис. 1. Эффективность деструкции и фактор инвазивности лазерной раны в зависимости от линейной экспозиции:

1 — естественный биообъект, 2 — принудительно обезвоженный биообъект.

На рис. 1 показана зависимость коэффициентов  $K$  и  $H$  от линейной экспозиции  $W$  для контактного режима обработки биоткани. Из рис. 1 видно, что зависимость  $K(W)$  носит ступенькообразный характер. С увеличением линейной экспозиции, начиная со значения  $0.5 \text{ Дж/см}$ , коэффициент эффективности деструкции выходит на максимальное значение  $0.8 \text{ мм}^3\text{/Дж}$ , которое не изменяется с дальнейшим увеличением экспозиции вплоть до  $2.5 \text{ Дж/см}$ , после чего

начинается быстрый спад коэффициента эффективности до значения  $\sim 0.1 \text{ мм}^3/\text{Дж}$ , а затем медленное уменьшение его до асимптотического значения  $\sim 0.04 \text{ мм}^3/\text{Дж}$ .

На этом же графике видим, что экспериментальное значение коэффициента эффективности деструкции выше теоретических оценок. Это можно объяснить тем, что верхний слой биоматериала естественным образом обезвожен за счет испарения воды с поверхности и поэтому эффективное поглощение лазерного излучения происходит начиная с некоторой глубины. Кроме того, за счет контакта волоконного наконечника с поверхностью ткани возникает эффект "запирания" испаряемой воды. Результатом этого является образование микровзрыва внутри ткани за счет адиабатического перегрева воды, который выносит вместе с испаряемыми парами вышележащий частично обезвоженный слой, что наблюдалось нами в экспериментах.

Подтверждением данного эффекта являются данные экспериментов, проведенных с принудительно обезвоженным биоматериалом, показанные на рис. 1. Очевидно, что коэффициент эффективности для принудительно обезвоженного биоматериала выше, чем для обычного, что объясняется выносом более толстого обезвоженного слоя.

После начала абляции на рис. 1 можно выделить участок с постоянной эффективностью деструкции. Эта область, очевидно, отвечает диапазону скоростей, где не происходит наложения зон действия отдельных импульсов на один и тот же участок биоткани. Начиная с некоторого значения линейной экспозиции эффективность экспоненциально спадает, что объясняется многократным экспонированием одной и той же точки (участок эффективно обезвожен уже после 1 импульса).

Наш метод позволял измерять зону карбонизированных изменений более 20 мкм. Это значение величины некроза отвечает линейной экспозиции, которая совпадает с началом спада коэффициента эффективности. Данный факт объясняется тем, что при меньших значениях линейной экспозиции большая часть энергии лазерного импульса расходуется на перегрев воды и микровзрыв. С увеличением значения линейной экспозиции коэффициент фактора инвазивности растет, выходя на стационарное значение 0.9 при линейных экспозициях более 23 Дж/см.

На рис. 2 показаны зависимости коэффициентов эффективности и качества от линейной экспозиции для контактного и неконтактного режимов. Видим, что для неконтактного режима эффективность деструкции ниже и практически не зависит от скорости. Это можно объяснить тем, что в данном случае отсутствует эффект "запирания" испаряемой из ткани воды. Таким образом, эти результаты подтверждают

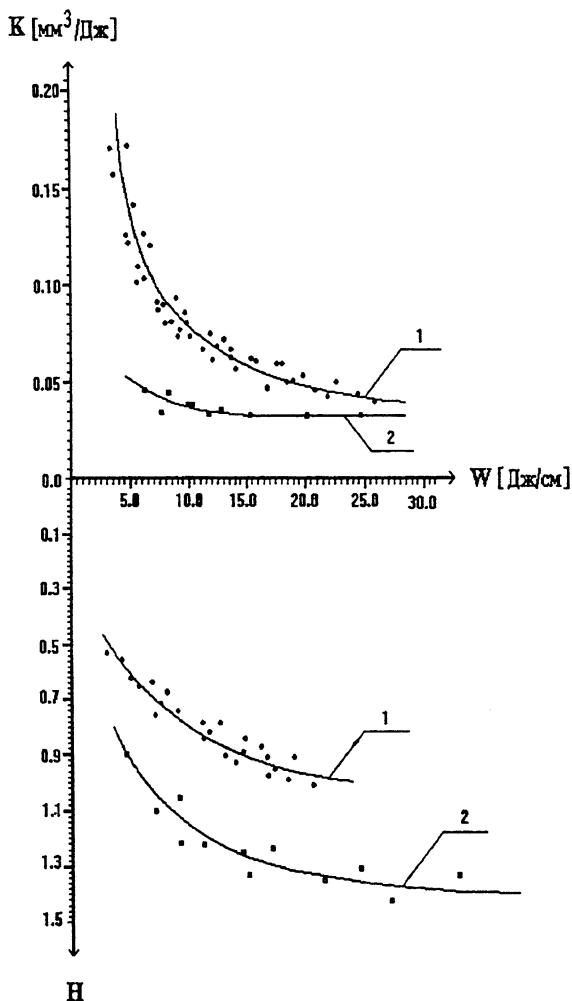


Рис. 2. Сравнение эффективности деструкции и фактора инвазивности лазерной раны для контактного и неконтактного режима:  
 1 — контактный режим, 2 — неконтактный режим.

работу [7] в том, что процесс абляции для неконтактного режима Но лазера можно разбить на этап свободного испарения воды и этап сгорания сухого остатка. Наблюдения показали, что в неконтактном режиме по краям лазерной раны присутствует ожоговая кайма, которая подтверждает переход сухого остатка в карбонизированную ткань. Как видно из рис. 2, пороговое абляционное значение линейной

экспозиции для неконтактного режима ниже. Следует отметить, что при достаточно больших значениях линейной экспозиции  $\sim 100$  Дж/см значения коэффициентов эффективности для контактного и неконтактного режимов становятся соизмеримыми.

Вид зависимости коэффициента фактора инвазивности  $H$  для неконтактного режима подобен поведению  $H$  для контактного режима, однако его значение выше на 30–40%, что объясняется, очевидно, большими термическими повреждениями при разрушении сухого остатка.

#### 4. Выводы

По результатам проведенной работы можно выработать некоторые требования к оптимальным режимам обработки мягких биотканей  $\text{Ho:YAG}$  лазером. Очевидно, что контактный режим обработки обеспечивает наибольшую эффективность деструкции при скорости проведения разреза 2–5 мм/с, при обычно используемых частотах следования импульсов 5–10 Гц и средней мощности 1–2 Вт. Однако при этих скоростях не обеспечиваются ровные края лазерной раны из-за отсутствия перекрытия зон воздействия. Фактор инвазивности раны для данных скоростей минимален, что может применяться при операциях на мягких биотканях с малым кровоснабжением. Но при операциях, связанных с кровопотерями,  $\text{Ho}$  лазерный скальпель не сможет обеспечить надежного гемостаза из-за малой зоны коагуляционного некроза. Таким образом, контактный режим проведения операции можно рекомендовать для манипуляций, не требующих ровных краев раны, и на участках с малым кровоснабжением, например операции на коже и в косметической хирургии. Неконтактный режим обработки мягких тканей обеспечивает ровный край раны и большую зону термических повреждений. Таким образом, данный режим может быть рекомендован для прецизионных операций в условиях обильного кровоснабжения.

#### Список литературы

- [1] Stein E., Sedlacek T., Fabian R.L., Nishoka N.S. // L.S.M. 1990. V. 10. P. 384–388.
- [2] Bass L.S., Oz M.C., Trokel S.L., Treat M.R. // L.S.M. 1991. V. 11. P. 545–549.
- [3] Белый А.У., Комдиленко Н.Н. Спектры поглощения водных растворов галогенных солей. М.: Наука, 1952. 247 с.
- [4] Альтшулер Г.Б., Ерофеев А.В., Ильясов И.К., Пригодько К.В. // Письма в ЖТФ. 1994. Т. 14. В. 4. С. 81–84.

- [5] *Aleinikov V.S., Arnichev A.V., Masyshev V.I.* // SPIE. 1992. V. 1646. P. 366.
- [6] *Альтшулер Г.Б., Беликов А.В., Ерофеев А.В., Ильясов И.К., Пригодько К.В.* // Тез. докл. межд. конф. "Оптика лазеров". С.-Петербург, 1993. С. 647.
- [7] *Steven L. Jacques* // SPIE. 1992. V. 1882. P. 422-431.

Поступило в Редакцию  
11 мая 1994 г.

---