

07;12  
©1995

## К ВОПРОСУ О СВЯЗИ МЕЖДУ ГЕОМЕТРИЕЙ ЛАЗЕРНОГО ПУЧКА (578 нм ЛАЗЕР НА ПАРАХ МЕДИ) И РАСПРЕДЕЛЕНИЕМ ТЕМПЕРАТУРЫ В БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ

*И.К.Ильясов, К.В.Приходько, А.И.Неворотин*

Имитирующая живую ткань модель, полученная по методу Монте-Карло, и термочувствительный суррогат живой ткани использовались для оценки глубины тканевого некроза, возникающего после облучения лазером на парах меди. Было установлено, что глубина некроза существенно зависит от угла фокусировки лазерного луча на поверхности как гипотетического, так и реального объектов. В частности, имело место увеличение глубины зоны некроза по мере возрастания углов фокусировки соответственно до  $+20^\circ$  и  $+5^\circ$ . Предполагается, что полученные данные окажутся полезными при дальнейшем поиске оптимальных способов лечения больных с гемангиомами, для удаления которых применяют указанный лазер.

Для лечения гемангиом и сходных заболеваний кожи в настоящее время используют непрерывные, квазинепрерывные или импульсные лазеры на красителях или на парах меди, генерирующих на длинах волн 577 и 578 нм. Это объясняется сильно выраженным селективным поглощением 577 и 578 нм длин волн в гемоглобине эритроцитов, составляющих при данных патологиях значительную часть объема облучаемой ткани [1-3]. При взаимодействии лазерного луча с объектом некоторая часть энергии трансформируется в тепло. В случае живой ткани биологический эффект (эффекты) будет зависеть от коэффициента поглощения, пространственного распределения поглощенного тепла и порога термочувствительности различных компонентов ткани в зоне облучения. При лечении гемангиом некоторая часть тепла поглощается эпидермисом, что препятствует доставке оптимально высоких доз излучения к глубоко расположенным в дерме патологическим разрастаниям кровеносных сосудов, подлежащих уничтожению [4,5]. Для преодоления этого в работе [6] предложено увеличить диаметр коллимированного луча лазера на красителях (577 нм), так как при этом удастся обеспечить эффективно высокие плотности мощности на большей по сравнению с узким лучом глубине без до-

полнительного термического повреждения эпидермиса [6]. В настоящей работе показано, что к аналогичному эффекту приводит и изменение геометрии лазерного луча, в частности, переход от цилиндрической к конической (конвергентной) форме.

В работе использовался лазер на парах меди (в квазинепрерывном режиме), изготовленный в Государственном оптическом институте Санкт-Петербурга.

Схема экспериментальной установки представлена на рис. 1, а. Для отсечения зеленой (510 нм) длины волны применялись фильтры, а для изменения геометрии падающего пучка перед объективом размещались линзы с варьируемыми диоптриями. В качестве биоткани использовался термочувствительный суррогат живой ткани (искусственная биоткань), содержащий кровь, наполнители, а также термочувствительную субстанцию, способную в ответ на высокую температуру, коагулирующую белки, обесцвечивать кровь и тем самым обозначать всю область термокоагуляции (рис. 1, б, в). Искусственная ткань облучалась плотностью мощности 85 Дж/см<sup>2</sup> и временем экспозиции 8 с. Глубина зоны некроза измерялась по максимальной глубине обесцвеченной области.

В теоретической части исследований использовался метод Монте-Карло [10,11].

Для теоретических расчетов были использованы следующие данные:

коэффициент поглощения ткани 120 см<sup>-1</sup>;

коэффициент рассеяния 30 см<sup>-1</sup> (выбран как коэффициент рассеяния для эпидермиса кожи человека [7]);

плотность мощности излучения 85 Дж/см<sup>2</sup>;

порог термокоагуляции белков живой ткани 70 °С [8];

продолжительность лазерного импульса задавалась в пределах 1–10 мс [4–6].

При теоретических расчетах было введено ограничение: тепло, поглощаемое единицей объема ткани в течение импульса, не распространялось за пределы данного объема. Расчетной величиной была глубина некроза, т. е. расстояние от поверхности объекта до уровня, на котором при вышеуказанных параметрах находилась граница раздела между некротизированной при заданной пороговой температуре (70 °С) и сохранившей жизнеспособность из-за меньшего нагрева тканями.

Значения глубины зоны некроза для метода Монте-Карло и для искусственной ткани представлены на рис. 2. Как видно, в обоих случаях значение угла фокусировки лазерного луча существенно сказывается на глубине зоны некроза, причем как для метода Монте-Карло, так, особенно, и

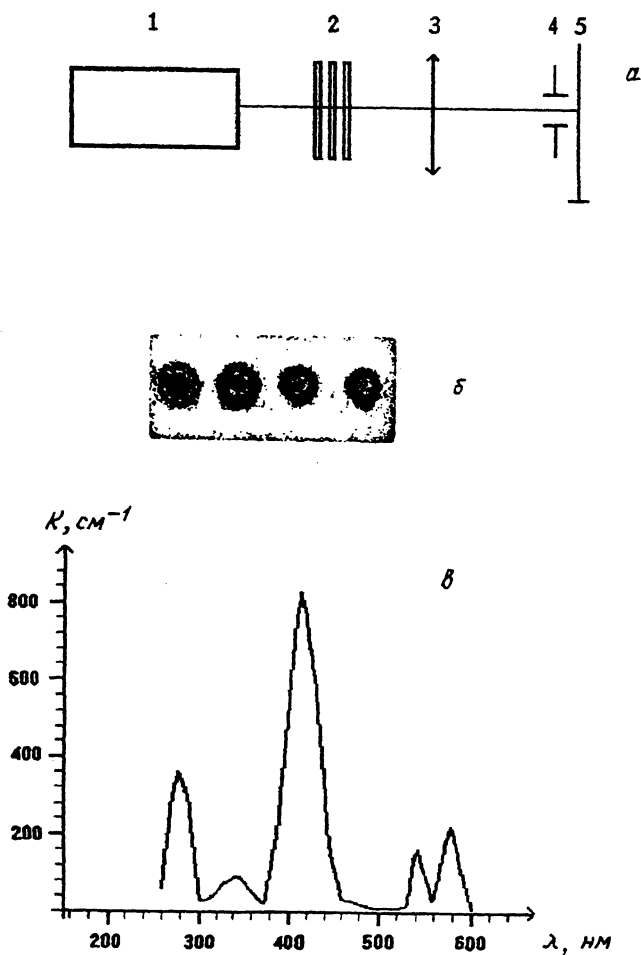


Рис. 1. Экспериментальное исследование.

*a* — схема эксперимента: 1 — лазер, 2 — набор фильтров, 3 — набор линз, 4 — апертурная диафрагма, 5 — поверхность объекта;

*b* — фотография искусственной ткани после лазерного облучения. В зависимости от времени экспозиции меняются размеры зоны обесцвечивания, а при достаточно длительном облучении на поверхности пасты возникает абляционный кратер. Увеличение  $\times 1.8$ . *Примечание:* при съемке цветного оригинала искусственной ткани на черно-белую пленку происходит конверсия плотностей, т. е. красный цвет становится на позитиве белым, а область обесцвечивания — темной;

*в* — спектр поглощения искусственной ткани.

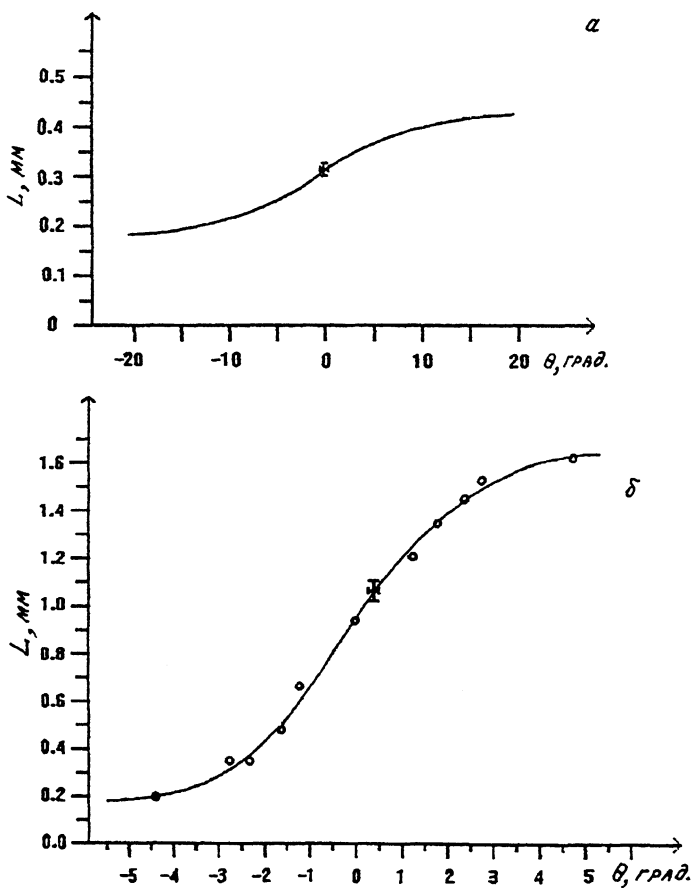


Рис. 2. Зависимость глубины некроза от угла фокусировки лазерного луча.

*a* — для компьютерной модели, *b* — для искусственной ткани.

для искусственной ткани, имело место увеличение глубины зоны некроза по мере возрастания углов фокусировки соответственно до  $+20^\circ$  и  $+5^\circ$ . Различия в реакции на облучение гипотетического и реального объектов можно объяснить:

а) резко различной длительностью импульса, что даже при одинаковой энергии, доставленной в обоих случаях, могло вызвать неодинаковую динамику распределения тепла в ткани;

б) возможным, но пока еще не определенным для искусственной ткани вкладом теплопроводности, которая в связи с большой сложностью не учитывалась в компьютерной модели.

В предыдущих работах моделирование облучения гемангиом основывалось на расчетах распределения энер-

гий в здоровой и патологически измененной коже человека [4,5,9]. В данной работе исследовался параметр — глубина зоны некроза, который представляет особое значение для клиницистов, заинтересованных в определении конкретного показателя лазерной терапии, важного для планирования схемы лечения и прогнозирования его исхода. На основании результатов настоящего исследования мы предполагаем, что конвергентный лазерный луч может оказаться более эффективным при гемангиомах по сравнению с цилиндрическим для достижения термокоагуляции глубоко лежащих сосудистых сплетений без чрезмерного повреждения эпидермиса. Очевидно, что следующим, уже непосредственно предклиническим испытанием нашей гипотезы будет проведение экспериментов на лабораторных животных.

### Список литературы

- [1] *Murphy M.J., Miller I.D., Veitch A.R., Paul J.P., Reid W.H.* // SPIE. 1990. V. 1200. P. 138-147.
- [2] *Tian O., Morrison P., Kurban A.K.* // Plastic and Reconstructive Surgery. 1990. V. 86. P. 1112-1117.
- [3] *Smithies D.J., Butler P.H., Walkerf E.P.* // SPIE. 1992. V. 1643. P. 330-341.
- [4] *Keijzer M., Pickering J.W., van Germet M.J.C.* // Las. Sur. Med. 1991. V. 11. P. 601-605.
- [5] *Van Germet M.J.C.* // Las. Sur. Med. 1991. V. 11. P. 616-618.
- [6] *Tian O., Motemedi M., Welch A.J., Kurban A.K.* // The J. of Investigative Dermatology. 1988. V. 90. P. 877-891.
- [7] *Van Germet M.J.C. et al.* // Las. Sur. Med. 1986. V. 6. P. 76-83.
- [8] *Lepock J.R., Erey H.E., Ritchie K.P.* // J. Cell Biol. 1993. V. 122. P. 1267-1276.
- [9] *Yukina G., Zhloba A., Zeltzer G., Pyasov I., Kallikorm A., Kull M., Machulaitis R., Mihkelsoo V., Plousnikov M., Tomson V., Nevorotin A.* // Protoc. Sem. "Laser Biology and Medicine. New Applications". Tartu, Estonia, 1992. P. 176-183.
- [10] *Witt A.N.* // The astrophysical Journal Supplement Series. 1977. V. 35. P. 1-6.
- [11] *Ильясов И.К., Приходько К.В.* // Письма в ЖТФ. 1994. Т. 20. В. 4. С. 75-80.

Учебно-научно-производственный  
лазерный центр Института  
точной механики и оптики  
Санкт-Петербург

Поступило в Редакцию  
30 декабря 1994 г.