

07;12
©1994

ОПРЕДЕЛЕНИЕ БОЛЕВЫХ ПОРОГОВ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ ИНТЕНСИВНОГО ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА КОЖНЫЙ ПОКРОВ ЧЕЛОВЕКА

*А.В. Ерофеев, И.К. Ильясов, Д.Г. Николов,
К.В. Приходько, В.Б. Терзийски*

Введение

Определение безопасных норм лазерного воздействия на организм человека является основным предметом безопасности и охраны труда людей, работа которых связана с использованием лазерного излучения. Данной теме посвящено достаточно много работ (см., например, [¹]). Однако такая важная характеристика, как болевое ощущение при воздействии лазерного излучения на человека, недостаточно широко исследована, хотя появление боли служит одним из признаков возможных лазерных поражений. Поэтому важно знание параметров лазерного излучения и доз экспозиции, при которых возникают болевые ощущения.

В последнее время широкое распространение лазеры получают в косметических операциях [^{2,3}], например для удаления гемангиом. Отмечается, что для данной операции весьма важно не получить термических повреждений кожного покрова, так как это может привести к ухудшению косметического результата. Вследствие этого, важна отработка режимов лазерной терапии, при которых пациент не будет ощущать боли.

В настоящий момент для лечения гемангиом в основном применяются импульсные и непрерывные лазеры, генерирующие в желтой и зеленой областях спектра. Признаны оптимальными [⁴] импульсные лазеры на красителях (577, 585 нм), однако данные лазеры являются наиболее дорогими, что затрудняет их широкое использование в клинической практике. Лазер на парах меди позволяет получать квазинепрерывную генерацию как в желтой, так и зеленой областях спектра, и в последнее время начал применяться в дерматологии. Поэтому представляется актуальным проведение исследований, направленных на исследования взаимодействия медного лазера с кожными компонентами и, в частности, измерение болевых порогов.

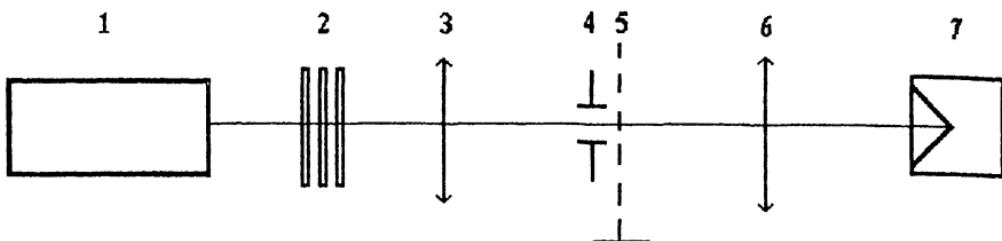


Рис. 1. Схема экспериментальной установки.

1 — Си лазер, 2 — набор фильтров, 3 — объектив, 4 — диафрагма, 5 — плоскость установки объекта, 6 — измерительная линза, 7 — измеритель мощности.

Материалы и методы

В данной работе использовался лазер на парах меди (ВНИЦ ГОИ им. С.И. Вавилова), дающий генерацию на двух длинах волн 510 и 577 нм, которые считаются возможными для лечения сосудистых патологий. Максимальная средняя мощность лазера на двух длинах волн составляла 3.8 Вт (соответственно 2.1 Вт для 510 и 1.7 Вт для 577 нм). Схема экспериментальной установки показана на рис. 1.

Эксперименты проводились с разрешения и под наблюдением специалистов I Медицинского института имени И.П. Павлова (С.-Петербург) и ЦНИЛ I Медицинского института имени И.П. Павлова. В экспериментах участвовали только авторы данной работы.

Исследовалось воздействие на 4 участка тела: внутренняя и внешняя стороны ладони и предплечья.

Исследуемая область кожного покрова устанавливалась в плоскость объекта, на который подавалось лазерное излучение с выбранной с помощью ослабителя мощностью и длиной волны, выбираемой с помощью фильтра. Фиксировалось время воздействия до момента появления болевых ощущений. Момент болевого ощущения определялся субъективно и по моменту начала расширения зрачка, которые в большинстве случаев совпадали. После каждого воздействия контролировалось отсутствие термических повреждений. После воздействия с помощью диафрагмы и измерителя мощности определялись диаметр пятна в плоскости объекта по уровню 0.9 и плотность мощности лазерного излучения в плоскости объекта. Объектив позволял получать диаметр пятна на объекте от 2 до 20 мм. После окончания всех экспериментов никаких изменений в пигментации и структуре кожного покрова не обнаружено при наблюдении непосредственно после экспериментов и через 7 и 19 дней.

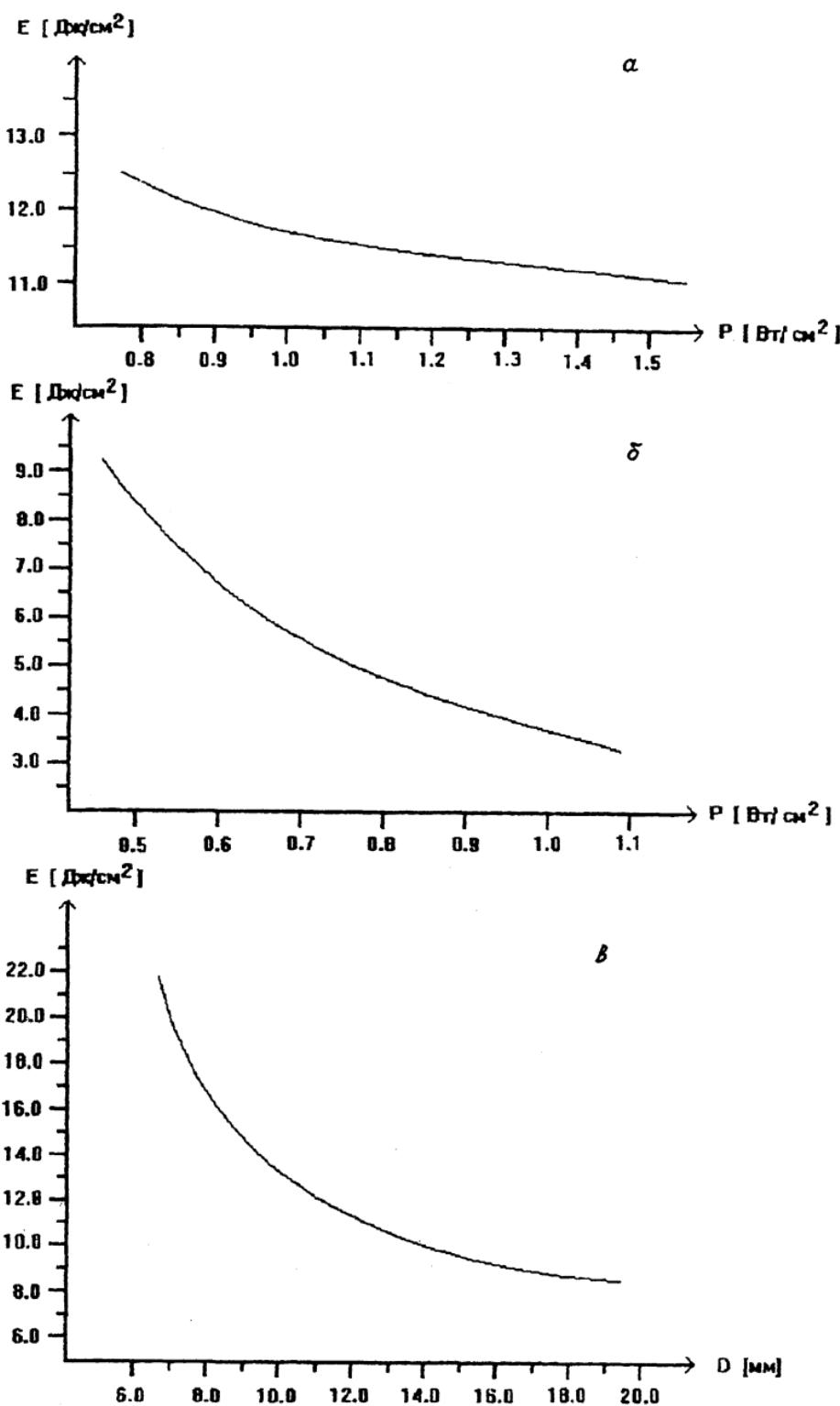


Рис. 2. Зависимость пороговой (болевой) плотности энергии от плотности мощности излучения.

Результаты

На рис. 2, а представлена зависимость пороговой плотности энергии от плотности мощности излучения на объекте для $\lambda = 510$ нм. Видим, что пороговая плотность энергии практически не зависит на данном промежутке плотностей мощностей от диаметра пятна облучения на объекте. Это, очевидно, объясняется тем, что большая часть излучения поглощается в поверхностном слое эпидермиса [4]. Поэтому влияние рассеивающих свойств кожного покрова на температурное распределение незначительно. Пороговая плотность энергии для зеленого лазерного света составляет в среднем от 3 до 10 Дж/см².

На рис. 2, б показана зависимость пороговой плотности энергии от плотности мощности излучения для $\lambda = 578$ нм. Видим, что пороговая плотность энергии незначительно уменьшается с увеличением падающей плотности мощности излучения на кожу.

В ходе экспериментов всеми участниками отмечался различный характер болевых ощущений для желтого и зеленого света. Для зеленой линии излучения Си лазера боль нарастала постепенно и имела характер внешнего нагрева (сравнимого с прикосновением горячего предмета). В случае желтой линии излучения боль нарастала более резко и имела внутренний локальный характер (сравнимый с уколом).

Необходимо сказать, что самое высокое значение пороговой плотности энергии болевых ощущений у всех участников эксперимента отмечался для внешней стороны предплечья, а самое низкое — для внутренней стороны ладони.

На рис. 2, в показана зависимость пороговой плотности энергии от диаметра пятна лазерного излучения на объекте при фиксированной плотности мощности для смешанного излучения. Видно, что пороговая плотность энергии растет с уменьшением диаметра пятна. Это может объясняться как тем, что в данном случае оказывается влияние рассеивающих свойств на распределение светового поля в ткани (очевидно, что за счет сильного рассеяния происходит перераспределение светового поля с увеличением его значения в центре, что приводит к более быстрому нагреву центральной зоны облучения и соответственно к уменьшению времени появления болевых ощущений), а также локальным уровнем воздействия на рецепторы в случае малых диаметров пятна.

Выводы

Данная работа показывает, что болевые пороги при облучении кожного покрова Си лазером меняются от 11 до

13 Дж/см² для желтой линии излучения и от 3 до 10 Дж/см² для зеленой линии излучения, что должно учитываться при лечении таких кожных патологий, как гемангиомы, так как обе эти линии применяются в дерматологии.

Таким образом, можно сделать вывод о том, что для непрерывного и квазинепрерывного излучения более предпочтительно использование зеленой области спектра, так как болевой порог в данном случае значительно выше (значение экспозиции, при которой возникают болевые ощущения, ниже), а действие на кровеносные сосуды сравнимо с действием желтого света (578 нм) [5,6].

Теоретические выкладки и практические эксперименты показывают [7-9], что с увеличением диаметра пятна излучения на объекте увеличивается поверхностная температура и глубина проникновения излучения в ткань, и повреждение сосудов происходит на большей глубине. Таким образом, уменьшение пороговой плотности энергии болевых ощущений с увеличением диаметра подтверждает теоретические выкладки упомянутых работ и говорит о том, что при лечении сосудистых патологий необходимо стремиться к наименьшему диаметру пятна, но так, чтобы при этом достигалась заданная глубина повреждения.

Список литературы

- [1] Вейко В.П., Сурбин А.И. // Определение предельно допустимых доз облучения и расчет лазероопасных зон. Л., 1986.
- [2] Apfelberg D., Pailin Ph., Rossenberg H. // Laser in Surgery and Medicine. 1986. V. 6. P. 38-42.
- [3] Scheibner A., Kenny G. SPIE V. 1200. Lazer Surger. P. 128-137.
- [4] Van Germet M.J.C. // Laser in Surgery and Medicine. 1986. V. 6. P. 76-83.
- [5] Oon Tian Tan, Morison P., Kurban A.K. // Plastic and reconstructive surgery. 1990. P. 1112-1117.
- [6] Van Germet M.J.C. // Laser in Surgery and Medicine. 1991. N 11. P. 616-618.
- [7] Keijzer M., Jacques S.L., Prahl S.A., Welch A.J. // Laser in Surgery and Medicine. 1989. N 9. P. 148-154.
- [8] Witt A.N. // The Astrophysical J. Supplement Series. 1977. V. 35. N 1. P. 1-6.
- [9] Keijzer M., Pickering J.W., van Germet M.J.C. // Laser in Surgery and Medicine. 1991. N 11. P. 601-605.

Поступило в Редакцию
19 августа 1994 г.