

11. *Dodds M.J.* The pathogenesis and characterization of oral mucositis associated with cancer therapy // *Oncol. Nurs. Forum.* – 2004. – Vol. 31 (4 suppl). – P. 5–11.
12. *Keefe D.M.* Mucositis guidelines: what have they achieved, and where to from here? // *Support. Care Cancer.* – 2006. – Vol. 14. – P. 489–491.
13. *Keefe D.M., Peterson D.E., Schubert M.M.* Developing evidence based guidelines for the management of alimentary mucositis: process and pitfalls // *Support. Care Cancer.* – 2006. – Vol. 14. – P. 492–498.
14. *Khalid U., McGough C., Hackett C. et al.* A modified inflammatory bowel disease questionnaire and the Vaizey Incontinence questionnaire are more sensitive measures of acute gastrointestinal toxicity during pelvic radiotherapy than RTOG grading // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* – 2006. – Vol. 64. – P. 1432–1441.
15. *Kuhn A., Porto F.A., Miraglia P. et al.* Low-level infrared laser therapy in chemotherapy-induced oral mucositis: a randomized placebo-controlled trial in children // *J Pediatr Hematol Oncol.* – 2009 Jan. – Vol. 31 (1). – P. 33–37.
16. *Minhas S., Kashif M., Nagi A.H.* Evaluation of various nuclear cytological changes in normal buccal mucosa and peritumoural area in patients with oral squamous cell carcinoma receiving Patholog Res Int. – 2016. – P. 6293795.
17. *Moore K.C.* Post herpetic neuralgia as a complication of malignant diseases and its treatment using a GaAlAs diode laser // *Laser Therapy.* – 1996. – Vol. 8. – № 1. – P. 49.
18. *Morila H., Kohno J., Hori M. et al.* Clinical Application of Low Reactive Level Laser Therapy (LLLT) for Atopic Dermatitis // *KeioJ. Med.* – 1993. – Vol. 42. – № 4. – P. 174–176.
19. *Nicoline S S Kuiken, Edmond H H M Rings, Marianne D van de Wetering, Wim J E Tissing.* Feeding strategies in pediatric cancer patients with gastrointestinal mucositis: a multicenter prospective observational study and international survey // *Support Care Cancer.* – 2017 Apr 26.
20. *Silverman S.Jr.* Diagnosis and management of oral mucositis // *J. Support. Oncol.* – 2007. – Vol. 5 (2 suppl 1). – P. 13–21.
21. *Sonis S.T., Elting L.S., Keefe D.M. et al.* Perspectives on cancer therapy-induced mucosal injury: pathogenesis, measurement, epidemiology, and consequences for patients // *Cancer.* – 2004. – Vol. 100 (9 suppl). – P. 1995–2025.

Поступила в редакцию 13.06.2017 г.

Для контактов: Притыко Денис Андреевич
E-mail: denys.05@mail.ru

УДК 616-089.197.7

Левкович А.В., Мельник В.С.

Особенности воздействия на кожу лазера с непрерывным режимом работы с постоянной мощностью излучения

Levkovich A.V., Melnik V.S.

Special aspects of continuous fixed-power laser action to skin effects

ООО «Партнер Бьюти», г. Москва

При воздействии на биоткань (в частности, на кожные новообразования) непрерывного лазерного излучения с постоянной мощностью температура нагреваемой ткани будет повышаться только до определенного стационарного значения. Продолжение облучения с той же мощностью и при неизменной поглощающей способности мишени не приведет к дальнейшему повышению температуры мишени. Однако будут нагреваться окружающие здоровые ткани, что может привести к их термическому повреждению. Целью работы является получение номограмм, позволяющих определить требуемую плотность мощности и продолжительность воздействия для нагрева кожного образования до нужной температуры (например, температуры денатурации коллагена, vaporизации или обугливания ткани), а также клиническая апробация предложенного способа выбора параметров лазерного излучения. В ходе выполнения работы получены формулы для оценки величины стационарной температуры, проведены экспериментальные исследования на макетном образце с целью определения применимости полученных формул. На их основе получены простые соотношения и номограммы, с помощью которых были определены оптимальные параметры излучения полупроводникового лазера (длина волны 808 нм) для проведения процедур по удалению папиллом, фибром, невусов простых, старческих гиперкератозов. Показана эффективность использования полученных соотношений при удалении кожных образований с минимальным тепловым повреждением окружающих тканей. Работа выполнена в ООО «Партнер Бьюти», г. Москва. *Ключевые слова:* удаление кожных новообразований, лазер с постоянной мощностью излучения.

Continuous fixed-power laser exposure to human tissue (in particular, to cutaneous neoplasms) will increase the temperature of the heated tissue only to a certain stationary value. Continued irradiation with the same power and constant target absorbing capacity will not lead to further increase of the target temperature. However, surrounding healthy tissue will warm up, and it can cause a thermal damage. The aim of the present work is to obtain nomographs for determining the required power density and the duration of exposure for heating cutaneous neoplasms to the desired temperature (for example, denaturing temperature of collagen, vaporization or incineration of human tissue), as well as to carry out clinical testings of the proposed technique for selecting laser radiation parameters. In the course of the work, the researchers developed formulas for estimating the value of steady-state temperature. Experimentation was carried out on the mock-up sample in order to determine the applicability of the formulas obtained. Based on them, simple ratios were obtained, and with their help the optimal radiation parameters of semiconductor laser (wavelength 808 nm) were determined for the removal of papillomas, fibrosis, nevi simple and senile hyperkeratoses. The calculated ratio efficiency is shown in removing cutaneous neoplasms with minimal thermal damage to surrounding tissues. The work was carried out in ООО «Partner Beauty», Moscow. *Key words:* removal of cutaneous neoplasms, fixed-power laser radiation.

Введение

Оценка ожидаемой эффективности лазерного воздействия на кожу и кожные новообразования может быть

произведена на основе расчета температуры нагрева мишени, а также температуры нежелательного нагрева окружающей мишень биоткани. Значительное количес-

тво публикаций посвящено описанию процесса нагрева эпидермиса и придатков кожи, в частности, волосяного фолликула с корнем волоса [1, 2, 4, 8, 9]. В отличие от коротко импульсного режима, с длительностью импульса много меньше времени термической релаксации облучаемой мишени, и когда потерями тепла в окружающие ткани можно пренебречь, для непрерывного режима работы лазера характерны значительные потери тепла во время экспозиции.

Учет потерь тепла за время лазерного воздействия производится разными способами, в зависимости от того, какой параметр лазерного излучения задан постоянным: плотность энергии или мощность источника света. Современные лазерные аппараты, используемые в косметологии, позволяют устанавливать фиксированным для проведения процедур как первый, так и второй параметр.

А. Если задана постоянной плотность энергии E_0 , то за время лазерного воздействия температура нагрева мишени будет уменьшаться в зависимости от длительности воздействия [10].

Б. Если постоянной задана мощность источника света, то мишень будет нагреваться в течение времени воздействия до фиксированной стационарной температуры. После определенного времени экспозиции температура мишени повышаться не будет, однако при продолжении облучения будут нагреваться окружающие ткани, что может привести к их термическому повреждению.

Методы оценки ожидаемой температуры нагрева кожи и кожных новообразований при воздействии света с постоянной мощностью в течение времени, значительно превышающего время термической релаксации мишени, освещены недостаточно полно. В частности, отсутствуют простые и удобные для практического применения формулы, позволяющие рассчитать параметры лазерного излучения, позволяющего нагреть мишень до требуемой температуры. Это накладывает ограничения на дальнейшее совершенствование лазерных методов эффективного удаления кожных новообразований с минимальным повреждением окружающих тканей.

Целью настоящей работы является получение, с использованием результатов проведенных экспериментальных и теоретических исследований, простых соотношений и номограмм, позволяющих оценить ожидаемую температуру нагрева мишени непрерывным лазерным светом постоянной мощности, а также клиническая апробация полученных соотношений.

Материалы и методы

В ходе выполнения работы были проведены экспериментальные и теоретические исследования на опытном образце с условиями его облучения такими же, как и для

кожных новообразований (папиллом, фибром, невусов простых, старческих гиперкератозов); получены номограммы, позволяющие оценить ожидаемую температуру нагрева кожных новообразований непрерывным лазерным светом постоянной мощности. Экспериментальные исследования и клиническая апробация проводились в ООО «Партнер Бьюти», г. Москва.

1. Эксперимент. В качестве опытного образца для проведения исследований был выбран быстродействующий платиновый датчик температуры серии 702 производства фирмы Honeywell. Датчик (мишень) имеет форму параллелепипеда с размерами $2,3 \times 1,4 \times 0,5$ мм. Датчик температуры облучался полупроводниковым лазером Magic-3 (длина волны 808 нм). Диаметр светового пучка на поверхности мишени составлял 2 мм. При нагреве датчика электрический сигнал поступал на цифровой мультиметр UT61B производства фирмы UNI-T. Данные с мультиметра с помощью специальной программы отображались на ПК. Таким образом фиксировалось изменение температуры датчика (мишени) при воздействии на него лазерного излучения в режиме реального времени с шагом 0,6 секунды. При проведении экспериментальных исследований определялись: а) зависимость изменения температуры мишени от длительности лазерного воздействия при постоянной мощности источника излучения; б) время термической релаксации (ВТР) мишени при ее остывании.

А. Большая грань мишени ($2,3 \times 1,4$ мм) облучалась под углом 90° непрерывным лазерным светом (диаметр пучка – 2 мм) с постоянной мощностью источника в течение интервала времени 15 секунд. Было проведено три цикла испытаний с постоянным уровнем мощности 1 Вт, 1,4 Вт, 1,9 Вт. С целью уменьшения влияния неравномерного распределения энергии по площади светового пятна, флуктуации мощности источника света в каждый цикл входило несколько повторных испытаний, а полученные данные для каждого фиксированного значения мощности усреднялись. Полученные данные приведены в табл. 1.

Б. ВТР мишени (то есть, время, за которое температура нагретой мишени уменьшается при остывании в e раз) определялась при остывании мишени в воздушной среде после прекращения лазерного воздействия, которое происходило при мощностях источника излучения 1, 1,4 и 1,9 Ватт. Измерение ВТР при трех различных уровнях мощности проводилось с целью определения зависимости величины коэффициента теплоотдачи от разности температур стенки и среды. В результате анализа полученных экспериментальных данных было установлено, что при увеличении мощности источника почти в 2 раза (от 1 до 1,9 Вт), величина ВТР уменьшается менее чем на 2,5%. Усредненная величина времени термической релаксации мишени составила величину $(7,6 \pm 0,6)$ секунды.

Таблица 1

Температура нагрева мишени при мощности источника света 1,9 Вт

DT, °C	Длительность лазерного воздействия, с														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Эксперимент	17	33	49	68	78	86	91	98	103	113	116	119	121	126	130
Расчет	17	32	46	57	68	74	84	91	97	102	107	111	115	118	121

2. Соотношения для расчета. При поглощении света опытным образцом (мишенью) он нагревается, и его можно рассматривать как сплошное тело с внутренними источниками тепла. Из курса термодинамики известно, что при постоянной мощности внутренних источников мишень будет нагреваться до определенной стационарной температуры:

$$\Delta T = \Delta T_{cm} \left(1 - e^{-\frac{t_p}{t_r}} \right), \quad (1)$$

где t_p – длительность лазерного воздействия; t_r – время термической релаксации мишени.

При длительности лазерного воздействия t_p , составляющей величину примерно (4–5) t_r , стационарную температуру можно считать установившейся с точностью менее 2%.

Средняя стационарная температура мишени, с учетом допущения, что условия теплоотдачи на всех гранях одинаковы, может быть вычислена согласно формуле:

$$\Delta T_{cm\ x,y,z} = P_0 \left[1 - k_{omp} \right] \sqrt{\mu_m \left[\mu_m + \mu_s (1 - g) \right]} \times \left(\frac{\delta_{x,y,z} S t_r}{cpV} + \frac{\delta_{x,y,z}^2}{3\lambda} \right), \quad (2)$$

где $\delta_{x,y,z}$ – половина размера параллелепипеда по осям x, y, z соответственно; P_0 – плотность мощности излучения, падающего на мишень; k_{omp} – коэффициент отражения света с заданной длиной волны от мишени; μ_m – коэффициент поглощения; μ_s – коэффициент рассеяния света; g – средний косинус угла рассеяния света; cp – произведение удельной теплоемкости на плотность; V и S – объем и площадь поверхности облучаемого участка мишени соответственно; λ – коэффициент теплопроводности мишени; t_r – время термической релаксации мишени.

Формула (2) получена с использованием соотношений, полученных авторами ранее [1–3, 8, 9], и позволяющих вычислить температуру нагрева мишени (в частности, биоткани) при облучении ее лазерным светом без учета теплоотдачи.

Была вычислена температура нагрева мишени при воздействии на него излучения с длиной волны 808 нм, мощностью 1,9 Вт и диаметром светового пятна на поверхности мишени 2 мм. Мишень (датчик температуры) представляет собой тонкую платиновую спираль, нанесенную на керамическую подложку, которая заключена в корпус, выполненный из материала фторпласт-4. Поэтому мишень рассматривалась как однородный параллелепипед. При проведении расчетов предполагалось равномерное распределение энергии падающего на большую грань ($2,3 \times 1,4$ мм) пучка света. Коэффициент теплоотдачи на всех гранях предполагался одинаковым.

Исходные данные для расчета температуры нагрева мишени следующие: $\lambda = 2,6 \cdot 10^{-3} \frac{Bm}{cm \cdot K}$, $cp = 2,27 \frac{Дж}{cm^3 \cdot K}$, $t_r = 7,6$ с. Значения λ и cp были определены на основе данных производителя. Значение множителя $\left[1 - k_{omp} \right] \sqrt{\mu_m \left[\mu_m + \mu_s (1 - g) \right]}$ для мишени было опре-

делено опытным путем как отношение $\frac{\Delta T}{P_0 t} cp$, где ΔT – приращение температуры мишени (датчика температуры) при облучении ее лазерным светом плотностью мощности P_0 в течение времени t , много меньшем времени термической релаксации мишени. В расчетах величина этого множителя принималась $0,68 \text{ см}^{-1}$. Стационарная температура нагрева всей мишени была определена путем усреднения вычисленных значений ΔT_{cm} по трем осям с весовыми коэффициентами. Величина стационарной температуры нагрева мишени составила 140, 103 и 74° при мощности источника света 1,9, 1,4 и 1 Вт соответственно.

Нарастание температуры нагрева мишени в зависимости от длительности лазерного воздействия t_p определялось с помощью формулы (1).

Результаты проведенных исследований нагрева мишени лазерным излучением мощностью 1,9 Вт приведены в табл. 1.

Выбор диапазона длительности лазерного воздействия обусловлен тем, что для аппарата Magic-3 предельное значение этого параметра составляет 15 секунд. С помощью экстраполяции была определена стационарная температура нагрева мишени, которая составила величину примерно 150 °С. Оценен интервал времени, в течение которого процесс нагрева можно считать установившимся. Этот интервал составляет величину примерно (5–6) t_r .

Отклонения экспериментально определенной величины ΔT_{cm} от расчетной составляет примерно 7%. Похожий результат получен при облучении мишени лазерным светом мощностью 1 и 1,4 Вт. Вероятно, это связано с тем, что для расчета была выбрана идеализированная модель мишени как однородного параллелепипеда с упрощенными условиями ее нагрева и теплоотдачи. Однако полученные формулы (1) и (2) с достаточной степенью точности могут быть использованы для оценки ожидаемой температуры нагрева мишени непрерывным лазерным излучением с постоянной мощностью.

3. Номограммы для выбора параметров излучения лазера при проведении процедур по устранению кожных новообразований. Результаты исследований по нагреву опытного образца были использованы для получения простых соотношений и построения номограмм, позволяющих выбрать оптимальные параметры излучений полупроводникового лазера для устранения кожных новообразований.

При облучении кожи лазерным светом эпидермис и верхний слой дермы можно рассматривать как тонкую пластину с внутренними источниками тепла, у которой толщина много меньше двух других размеров. Основание для такого допущения следующее. При облучении биоткани, в частности кожи, температура ее нагрева по толщине убывает по экспоненциальному закону. Наибольшему нагреву подвергнут верхний слой кожи, ограниченный площадью светового пятна на ее поверхности диаметром d , и эффективной глубиной $L_{эфф}$, которая много меньше глубины проникновения света в мишень. Таким образом, модель тонкой пластины приемлема при $L_{эфф} \ll d$. Например, при облучении поверхности кожи лазерным излучением с длиной волны 808 нм глубина проникновения

света в кожу d составляет величину примерно 2,9 мм [7], и при диаметре светового пятна 2 мм и более нагретую область можно рассматривать как тонкую пластину. Для одномерного случая формула (2) приобретает вид:

$$\Delta T_{cm} = P_0 [1 - k_{omp}] \sqrt{\mu_m [\mu_m + \mu_s (1 - g)]} \left(\frac{\delta}{\alpha} + \frac{\delta^2}{3\lambda} \right), \quad (3)$$

где входящие в эту формулу константы (поглощения, рассеяния и др.) относятся к эпидермису и верхнему слою дермы.

По условиям теплоотдачи со всех граней, распределению температуры нагрева внутри мишени выбранная модель облучаемой поверхности кожи как тонкая пластина отличается от опытного образца, находящегося в воздухе. Поэтому формула (3) не предназначена для строгого расчета стационарной температуры нагрева кожи. Однако с поправочным коэффициентом формула (3) может быть использована для приблизительной оценки ожидаемой стационарной температуры нагрева кожи при облучении ее непрерывным лазерным светом постоянной мощности.

Для получения простых, удобных для использования соотношений параметры, входящие в формулу (3), при облучении кожного образования лазерным светом с длиной волны 808 нм были выбраны следующим образом.

А. Значения коэффициентов отражения, поглощения для светлой и пигментированной кожи, параметров рассеяния и коэффициента теплопроводности взяты из работ [5, 6].

Б. Было сделано допущение, что величина коэффициента теплоотдачи α кожных новообразований близка к значению коэффициента теплоотдачи эпидермиса, вычисленному согласно формуле $\alpha = \frac{cpV}{t_r S}$ [10], и равна $2 \frac{Дж}{см^2 \cdot K}$ (при $t_r = 10$ мс и толщине эпидермиса 100 мкм).

В. Величина параметра $\delta = \frac{L_{эфф}}{2}$ была выбрана, исходя из следующих практических результатов проведения процедур по удалению кожных новообразований лазерным светом с длиной волны 808 нм:

- vaporизации на светлой коже, то есть нагрева ее до температуры 100°, не наблюдалось при уровне мощности до 3–3,5 Вт и диаметре светового пятна на мишени 2 мм и более, независимо от длительности экспозиции;
- vaporизация пигментированной кожи наблюдалась через 1,5–2 секунды после начала облучения при уровне мощности примерно 2 Вт и диаметре пятна 2 мм;
- обугливание пигментированной ткани, то есть нагрев ее до температуры 150° и выше, началось при мощности приблизительно 4 Вт и диаметре пятна 2 мм через 2–3 секунды после начала экспозиции.

Для того чтобы результаты расчета были согласованы с практическими данными, величина δ принималась равной 0,6 мм.

Таким образом, упрощенные соотношения для оценки стационарной температуры нагрева кожных новообразований принимают вид:

$$\text{– для светлой кожи: } \Delta T_{cm} = 0,864 \frac{P}{d^2}, \quad (4)$$

$$\text{– для пигментированной кожи: } \Delta T_{cm} = 1,624 \frac{P}{d^2}. \quad (5)$$

Здесь $\Delta T_{cm} = T_{cm} - T_0$ (T_{cm} – стационарная температура нагрева мишени; T_0 – температура поверхности эпидермиса); P – мощность источника излучения в ваттах; d – диаметр светового пятна на мишени в сантиметрах.

На основе этих соотношений построены номограммы, позволяющие определить параметры непрерывного лазерного излучения с длиной волны 808 нм (мощность и диаметр светового пятна на мишени) для достижения требуемой температуры T_{cm} . Например, при температуре 60–80 °С происходит денатурация коллагена, при 100° – vaporизация, при 150–300° – обугливание биоткани [4]. Температура поверхности эпидермиса T_0 близка к величине температуры окружающей среды помещения, в котором проводится процедура. Таким образом определяется величина ΔT_{cm} . На рис. 1 и 2 приведены номограммы для светлой и пигментированной кожи соответственно.

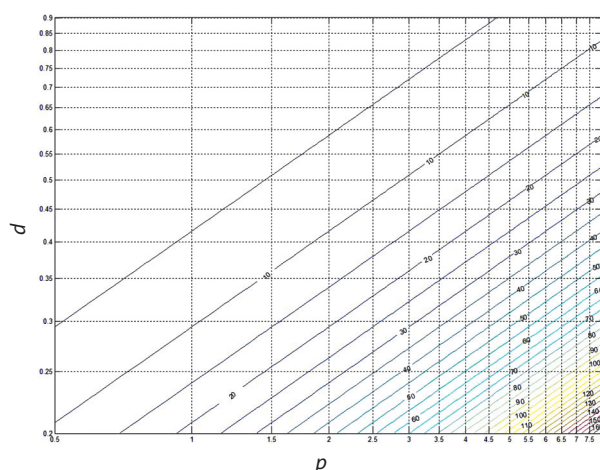


Рис. 1. Номограмма для определения мощности излучения и диаметра светового пятна для достижения требуемой температуры нагрева новообразования. Светлая кожа

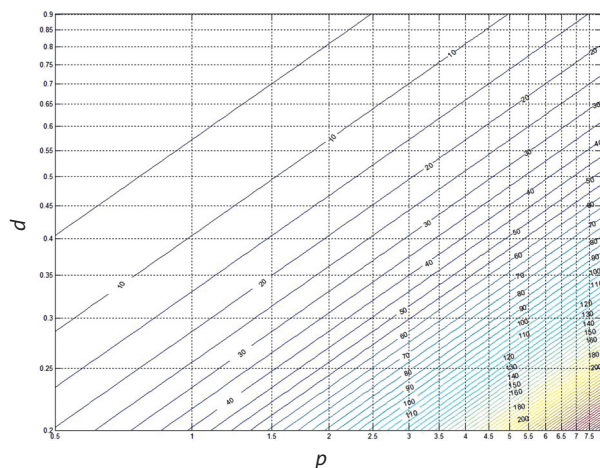


Рис. 2. Номограмма для определения мощности излучения и диаметра светового пятна для достижения требуемой температуры нагрева новообразования. Пигментированная кожа

На рис. 1 и 2 по вертикальной оси отложен диаметр пятна на поверхности кожи в сантиметрах, по горизонтальной оси – мощность лазера в ваттах. Семейство прямых линий соответствует величине ΔT_{cm} в градусах Цельсия с шагом 5 °С.

Еще раз отметим, что представленные номограммы служат лишь для приблизительной оценки параметров лазерного излучения.

Оценим продолжительность непрерывного лазерного воздействия, после которого устанавливается стационарная температура кожных новообразований. При облучении их лазерным светом, согласно результатам проведенных исследований, стационарная температура устанавливается через промежуток времени на уровне (5–6) t_r . Величина t_r для нагретой области кожного новообразования, ограниченной диаметром пятна света на поверхности мишени, глубиной проникновения света в биоткань, и с учетом расходимости луча в биоткани при диаметре пятна до 7 мм не превышает величину порядка 180–200 мс.

Следовательно, при длительности непрерывного лазерного излучения от 1 секунды и более можно считать стационарный режим установившимся. Длительность экспозиции более одной секунды не приводит к увеличению температуры нагрева облучаемой биоткани, однако, может привести к нежелательному нагреву и термическому повреждению окружающих здоровых тканей.

Таким образом, рекомендации по технологии проведения процедур сводятся к следующему: через каждые 1–2 секунды облучения следует делать паузу, во время которой очищать обработанный участок.

4. Клиническая апробация. В исследованиях приняло участие 27 волонтеров. Возраст пациентов – от 14 до 70 лет. Воздействие проводилось при непрерывном режиме полупроводникового лазера (длина волны 808 нм) с целью удаления кожных новообразований: папиллом, фибром, невусов простых, старческих гиперкератозов. В зависимости от размеров новообразований использовались насадки, позволяющие получить размер пятна на мишени 2 и 6 мм. Образования, где было недостаточно пигмента, окрашивались черным косметическим карандашом. Плотность энергии выбиралась в зависимости от структуры образования и размеров пятна в соответствии с номограммами 1 или 2. При высокой болевой чувствительности проводилось местное обезболивание эмлой, или локальным внутрикожным введением 1%-го лидокаина.

Удаление образований проводилось при визуальном контроле. Наводящий луч проектировался на верхушку папилломы, или на выступающую поверхность образования, и подавался рабочий луч мощностью 4–5 Вт. Происходила карбонизация (обугливание) ткани. Образование удалялось в пределах нормальной ткани и уровне прилегающей кожи. При высоко выступающем образовании и скоплении обуглившейся ткани излишки убирали пинцетом, чтобы четко контролировать глубину воздействия. После удаления зона воздействия обрабатывалась 1% раствором марганцево-кислого калия. Зону разрушения необходимо в течение месяца защищать от ультрафиолетового воздействия (солнечных лучей), иначе существует риск образования пигментных пятен.

Результаты

Клиническая апробация полученных в ходе выполнения данной работы номограмм для выбора оптимальных параметров лазерного излучения, а также выработанных рекомендаций по технологии проведения процедур, прошла успешно. Во всех 27 случаях был получен хороший результат независимо от зоны расположения образования, с минимальным повреждением окружающих, здоровых тканей. При неправильном подборе плотности мощности и большом времени экспозиции может произойти слишком глубокое разрушение, что может закончиться образованием рубца. Если направить луч лазера не перпендикулярно поверхности мишени, а под углом, то будет разрушаться нормальная ткань, а это чревато образованием более широкой зоны поражения и образованием обесцвеченного рубца.

Обсуждение

Важным результатом проведенных исследований является следующее. При заданной мощности кожное образование можно нагреть лишь до фиксированной температуры в течение определенного промежутка времени (порядка 1 секунды). Дальнейшее лазерное воздействие, при неизменной поглощающей способности мишени, не увеличит температуру мишени, однако образующееся тепло может привести к термическому повреждению окружающих, здоровых тканей. Например, если достигнута стационарная температура обугливания кожного образования (150° и выше), и при этом лазерное воздействие продолжается, то выделенное тепло распространяется в соседние ткани, и может нагреть их до температуры 60–80°, при которой произойдет необратимая денатурация коллагена. Поэтому важно еще до начала процедуры уметь определить ожидаемую стационарную температуру нагрева мишени, а также оценить приблизительное время ее установления.

Заключение

В ходе выполнения настоящей работы получены и проверены клинически номограммы, позволяющие определить ожидаемую температуру нагрева кожных новообразований с помощью лазерного излучения с длиной волны 808 нм. Однако требуются дальнейшие исследования с целью получения аналогичных номограмм и их клинической проверки при облучении мишени лазерами, генерирующими свет с другими длинами волн.

Литература

1. Левкович А.В., Мельник В.С. Лазерные и световые не лазерные технологии в косметологии. – М.: Политпросвет, 2008. – 208 с.
2. Мельник В.С. Селективный нагрев неоднородной биологической среды под действием лазерного импульсного света // Медицинская физика. – 2010. – Вып. 48. – № 4. – С. 59–64.
3. Мельник В.С., Радецкая Л.И., Спокойный Л.Б. Эпиляция длинноимпульсным Nd:YAG-лазером // Лазерная медицина. – 2013. – Т. 17. – Вып. 1. – С. 29–34.
4. Морозова О.В. Физические и биологические аспекты взаимодействия лазерного излучения с кожей // Косметика и медицина. – 2016. – № 2. – С. 76–86.
5. Пушкарева А.Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани. – СПб.: СПб ГУ ИТМО, 2008. – 103 с.

6. Ремизов А.Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я. Медицинская и биологическая физика. Учебник для вузов. 4-е изд., перераб. и дополн. – М.: Дрофа, 2003. – 560 с.
7. Lask G., Eckhouse Sh., Slatkine M. et al. The Role of Laser and Intensive Light Sources in Photoepilation: a Comparative Evaluation // Journal of Cutaneous Laser Therapy. – 1999. – Vol. 1. – P. 3–13.
8. Melnik V.S. Efficiency of Broadband Pulsed Light Sources in Cosmetology // Physics of Wave Phenomena. – 2004. – Vol. 12. – № 2. – P. 87–93.
9. Melnik V.S. Laser and Broadband Irradiation Methods in Cosmetology and Dermatology // Physics of Wave Phenomena. – 2006. – Vol. 14. – № 3. – P. 29–39.
10. Ross E.V., Paithankar D. Comparison of Cryogen Spray and Surface Contact Cooling Through Heat Transfer Modeling. www.lasernews.net

Поступила в редакцию 10.05.2017 г.

Для контактов: Мельник Владислав Силович
E-mail: Vladsilme@mail.ru

УДК 616-08-05

Ширяев В.С., Мусихин Л.В., Шветский Ф.М., Саженина Е.И., Гребенкина М.А.

Оценка действия различных полупроводниковых лазерных аппаратов для транскутанного лазерного облучения крови (ТЛОК) при потенцировании традиционной комбинированной общей анестезии

Shiriaev V.S., Musikhin L.V., Shvetsky F.M., Sazhenina E.I., Grebenkina M.A.

Assessment of the effectiveness of various semiconductor lasers for transcutaneous laser blood irradiation in potentiating the traditional combined general anesthesia

ФГБУ «ГНЦ ЛМ им. О.К. Скобелкина ФМБА России», г. Москва

В исследовании рассматриваются возможности потенцирования различными приборами для транскутанного лазерного облучения крови (ТЛОК) и дана сравнительная оценка действия различных полупроводниковых лазерных аппаратов для ТЛОК при потенцировании традиционной комбинированной общей анестезии у больных абдоминального профиля. При сравнительном изучении расхода анагетических средств поддержания общей анестезии (фентанила) было выявлено, что потенцирующий эффект ТЛОК способствовал снижению дозировок наркотического анагетика фентанила во время проведения традиционной комбинированной общей анестезии. Значения показателей периферической и центральной гемодинамики на всех этапах оперативных вмешательств при проведении общей традиционной комбинированной анестезии, потенцируемой ТЛОК всеми приборами, находились практически в пределах, близких к исходному уровню, что свидетельствует об адекватной анестезиологической защите во время проведения оперативных вмешательств. *Ключевые слова:* общая анестезия, транскутанное лазерное облучение крови, полупроводниковые портативные лазерные аппараты.

In the present study the researchers analyzed the effectiveness of transcutaneous laser blood irradiation (TLBI) for potentiating traditional combined general anesthesia in patients with abdominal pathology. In addition, various semiconductor laser devices were used, and a comparative assessment of their effectiveness was made. This comparative analysis has revealed that the consumption of analgetics (Fentanyl) for maintaining general anesthesia decreased under TLBI potentiating effect; analgetic doses of narcotic agent (Fentanyl) were reduced during traditional combined general anesthesia. Indexes of peripheral and central hemodynamics during traditional combined general anesthesia potentiated by TLBI of various lasers were practically close to initial values at all surgical stages what indicates an adequate anesthesia protection during surgical interventions. *Key words:* general anesthesia, transcutaneous laser blood irradiation, semiconductor portable laser devices.

Введение

В современной анестезиологии каждый компонент общей анестезии обеспечивается самостоятельным препаратом, и суммарный эффект их воздействия на организм пациента обеспечивает адекватную общую анестезию, при том что в отдельности при используемых дозировках эффект действия препаратов был бы минимален и не обеспечивал того состояния, которое определяется как общая анестезия. Анагетическое действие морфиномиметиков связывают с их влиянием на структуры ретикулярной формации мозга и таламуса, обеспечивающим в конечном итоге формирование индифференции к боли [5]. Среди морфиномиметиков наибольшую популярность и распространение в России получил фентанил. Клиницистам давно известно, что при использовании морфиномиметиков в дозах, обеспе-

чивающих так называемую «центральную анальгезию», высок риск возникновения вазальных осложнений [4].

Несмотря на имеющийся в практике достаточно обширный выбор средств для анальгезии в анестезиологии, проблема обезболивания и сегодня далека от разрешения [2]. В этой связи, безусловно, перспективным является поиск и разработка возможностей применения новых нефармакологических средств для целей анестезиологии на основе использования апробированных и зарекомендовавших себя на практике схем общей анестезии [3].

Поливалентность результатов лечения различной патологии, влияние разработанных методов нефармакологического воздействия на организм сеансами низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ) явились основой для изучения возможности использования ме-