



© 2025 Коллектив авторов, 2025

УДК 612.57:543.645:532.591

<https://doi.org/10.24884/1607-4181-2025-32-2-64-70>

О. В. Острейко^{1*}, Н. Н. Петрищев¹, Т. Г. Гришачева¹, В. П. Минаев², С. Г. Чефу¹

¹ Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет имени академика И. П. Павлова

197022, Россия, Санкт-Петербург, ул. Льва Толстого, д. 6-8

² ООО «ВПГ Лазеруан»

141190, Россия, Московская обл., Фрязино, пл. имени академика Б. А. Введенского, д. 3, стр. 5

ОБОСНОВАНИЕ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ДВУХ ДЛИН ВОЛН (1,5 И 0,97 МКМ) ПРИ ИНТЕРСТИЦИАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕРМИИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

Поступила в редакцию 17.11.2024 г.; принята к печати 02.06.2025 г.

Резюме

Введение. В лазерной методике LITT (Laser Interstitial Thermotherapy) используется излучение одной длины волны либо 0,98 мкм, либо 1,06 мкм, спектрально находящихся рядом. По спектру поглощения эти излучения относятся преимущественно к гемоглобинпоглощаемым и схожи по взаимодействию с биологической тканью.

Цель — определить возможности использования в лазерной гипертермии опухолей волн, отличающихся по хромофорам.

Методы и материалы. Проведено исследование эффективности воздействия разных длин волн, как в варианте последовательного, так и одномоментного облучения фантома суррогата живой ткани (СЖТ) и белковой модели гемоглобинпоглощаемым и водопоглощаемым излучением. Использовано оптоволокно с торцевым концом и радиарным типом наконечника.

Результаты. Водопоглощаемые излучения с длинами волн 1,56 мкм и 1,94 мкм позволили быстро достигать объемной коагуляции яичного белка. Напротив, излучение 0,97 мкм плохо коагулировало яичный белок при схожих мощностях излучения ввиду отсутствия в белке гемоглобина. В СЖТ, содержащем гемоглобин, объем коагулята зависел от длины используемой волны, концентрации гемоглобина и типа наконечника оптоволокна. Наибольший объем коагулированного фантома СЖТ достигался применением излучения 1,56 мкм с радиарным концом оптоволокна. Использование одномоментной комбинации двух излучений 0,98 мкм и 1,56 мкм при стандартных параметрах мощности в режиме коагуляции представляется нецелесообразным ввиду более агрессивного взаимодействия на примере СЖТ.

Выводы. Оптимальным режимом облучения при выполнении интерстициальной лазерной гипертермии опухоли представляется последовательное использование вначале водопоглощаемой, а затем гемоглобинпоглощаемой длин волн.

Ключевые слова: лазерная гипертермия, лечение глиом, коагуляция опухолей, циторедуктивная операция

Для цитирования: Острейко О. В., Петрищев Н. Н., Гришачева Т. Г., Минаев В. П., Чефу С. Г. Обоснование последовательности использования двух длин волн (1,5 и 0,97 мкм) при интерстициальной гипертермии биологических объектов. *Ученые записки ПСПбГМУ им. акад. И. П. Павлова*. 2025;32(2):64–70. <https://doi.org/10.24884/1607-4181-2025-32-2-64-70>.

* Автор для связи: Олег Викентьевич Острейко, ФГБОУ ВО ПСПбГМУ им. И. П. Павлова Минздрава России, 197022, Россия, Санкт-Петербург, ул. Льва Толстого, д. 6-8. E-mail: oleg.v.ostreiko@mail.ru.

Oleg V. Ostreiko^{1*}, Nikolay N. Petrishchev¹, Tatyana G. Grishacheva¹, Vladimir P. Minaev², Svetlana G. Chefu¹

¹ Pavlov University

6-8, L'va Tolstogo str., Saint Petersburg, Russia, 197022

² VPG Laserone

3, build. 5, Academician B. A. Vvedensky Square, Fryazino, Moscow region, Russia, 141190

JUSTIFICATION OF THE SEQUENCE OF USING TWO WAVELENGTHS (1.5 AND 0.97 MICRONS) IN INTERSTITIAL HYPERTHERMIA OF BIOLOGICAL OBJECTS

Received 17.11.2024; accepted 02.06.2025

Summary

Introduction. The LITT (Laser Interstitial Thermotherapy) laser technique uses radiation of the same wavelength, either 0.98 microns or 1.06 microns, spectrally located nearby. According to the absorption spectrum, these radiations are predominantly hemoglobin absorbing and are similar in interaction with biological tissue.

The objective was to determine the possibilities of using waves differing in chromophores in laser hyperthermia of tumors.

Methods and materials. We conducted the study on the effectiveness of exposure to different wavelengths, both in the variant of sequential and simultaneous irradiation of the phantom of the surrogate of living tissue (SLT) and the protein model of hemoglobin with absorbable and water-absorbable radiation. An optical fiber with a butt end and a radial tip type was used.

Results. Water-absorbing radiation with wavelengths of 1.56 microns and 1.94 microns made it possible to quickly achieve volumetric coagulation of egg white. On the contrary, radiation of 0.97 microns poorly coagulated egg white at similar radiation powers, due to the absence of hemoglobin in the egg. In the SLT containing hemoglobin, the volume of coagulate depended on the wavelength used, the concentration of hemoglobin and the type of fiber tip. The largest volume of coagulated SLT phantom was achieved by using 1.56 microns radiation with the radial end of the optical fiber. The use of a simultaneous combination of two radiations of 0.98 microns and 1.56 microns at standard power parameters in the coagulation mode seems impractical due to the more aggressive interaction on the example of SLT.

Conclusions. The optimal mode of irradiation when performing interstitial laser hyperthermia of a tumor is the consistent use of initially water absorbing and then hemoglobin absorbing wavelengths.

Keywords: laser hyperthermia, glioma treatment, tumor coagulation, cytoreductive surgery

For citation: Ostreiko O. V., Petrishchev N. N., Grishacheva T. G., Minaev V. P., Chefu S. G. Justification of the sequence of using two wavelengths (1.5 and 0.97 microns) in interstitial hyperthermia of biological objects. *The Scientific Notes of Pavlov University*. 2025;32(2):64–70. (In Russ.). <https://doi.org/10.24884/1607-4181-2025-32-2-64-70>.

* **Corresponding author:** Oleg V. Ostreiko, Pavlov University, 6-8, L'va Tolstogo str., Saint Petersburg, 197022, Russia. E-mail: oleg.v.ostreiko@mail.ru.

ВВЕДЕНИЕ

Малоинвазивные хирургические методики являются трендом в онкологии, позволяя наряду с удалением опухолевой ткани сохранять качество жизни больных. Использование различных циторедуктивных методов способствует реализации персонализированного лечения. Лазерная интерстициальная гипертермия внутримозговых опухолей относится к одной из малочисленных циторедуктивных методик в нейроонкологии [1, 2]. Наряду с эффективностью циторедуктивного воздействия важное значение имеют вопросы безопасности операции и прогнозирования объема гипертермии опухолевой ткани. Интерстициальное лазерное облучение опухоли, выполняемое стереотаксически через фрезевое отверстие, должно нести минимальный риск клинически значимой геморрагии в облучаемой опухолевой ткани. Целью представленной работы было оценить эффекты взаимодействия лазерного излучения с разными длинами волн инфракрасного спектра с биообъектами. Наше внимание было направлено как на волны, используемые традиционно для интерстициальной гипертермии внутримозговых опухолей 0,98 мкм, так и на волны большей длины волны 1,56 мкм, 1,97 мкм. Выбор длин волн преимущественно обусловлен различиями в молекулах хромофорах у выбранных излучений, так и доступностью хирургических лазерных аппаратов. Поскольку для интерстициальной гипертермии биологических тканей эффект обусловлен не только характеристиками излучения, как мощность, время экспозиции, но и взаимодействием лазерного света с водой и гемоглобином [3]. Данная работа призвана расширить понимание о возможностях в моделировании нагрева биологической ткани.

Методика ЛИТТ начала разрабатываться с 1983 г. и была доработана в современном виде компаниями NeuroBlate и Visualase для хирургии внутримозговых опухолей. Для ЛИТТ применялись лазерные излучения, различающиеся поглощением в воде и

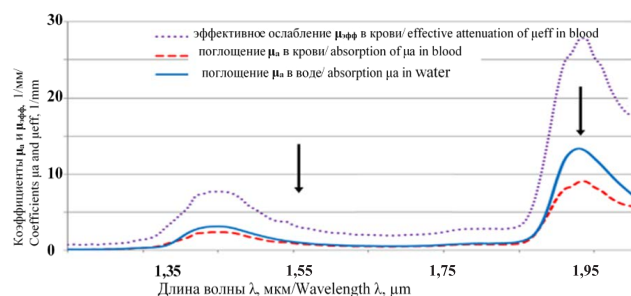


Рис. 1. Поглощение μ_a и эффективное ослабление μ_{eff} в крови, а также поглощение μ_a в воде для $\lambda = 1,25 - 2,0$ мкм
Fig. 1. Absorption μ_a and effective attenuation μ_{eff} in blood, as well as absorption μ_a in water for $\lambda = 1.25 - 2.0$ μm

гемоглобине [4, 5]. Так, исходно использовались излучения с длинами волн 0,81, 0,98 и 1,06 мкм, позднее для коагуляции опухоли стало использоваться излучение с длиной волны 1,47 мкм [6]. В работе [7] было проведено моделирование для излучений с длиной волны 1,56 и 1,68 мкм, которые поглощаются водой сильнее, чем гемоглобином (рис. 1) [4, 5].

Одним из путей улучшения моделирования фототерапии опухолей является разработка методик с наночастицами, которые усиливают рассеивание лазерного излучения [8]. В нашей работе представлено исследование, в котором моделирование лазерной гипертермии основано на выборе длины волны. С целью определения оптимальных для ЛИТТ внутримозговых опухолей параметров излучения в настоящей работе рассмотрены результаты моделирования лазерного нагрева биообъектов с использованием излучений с длинами волн 0,97 мкм, 1,56 мкм и 1,94 мкм, а также их комбинаций.

МЕТОДЫ И МАТЕРИАЛЫ

Нами использованы лазерные аппараты семейства ЛСП — «ИРЭ-Полус»: двухволновые с излучением длин волн 0,97 мкм, 1,56 мкм и одноволновый с длиной волны 1,94 мкм (рис. 2). Излучение длиной волны 0,97 мкм рассматривалось как преимущественно гемоглобинпоглощаемое, тогда



Рис. 2. Двухволновый 0,97 мкм и 1,56 мкм хирургический лазерный аппарат ЛСП – «ИРЭ-Полус»

Fig. 2. Two-wavelength 0.97 microns and 1.56 microns surgical laser device LSP – «IRE-Polus»



Рис. 3. Оптоволокно для подведения лазерного излучения к объекту

Fig. 3. Optical fiber for bringing laser radiation to the object

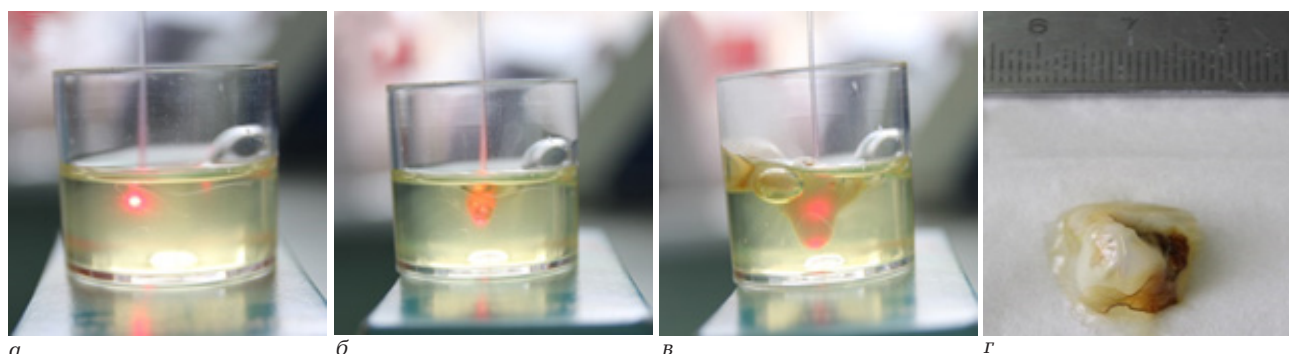


Рис. 4. Облучение яичного белка излучением 0,97 мкм с торцевым выводом излучения: а – 2 Вт, 180 секунд; б – 10 Вт, 40 секунд; в – 10 Вт, 60 секунд; г – округлый коагулят яичного белка диаметром 18 мм в результате облучения 970 нм мощностью 10 Вт, экспозицией 60 секунд)

Fig. 4. Irradiation of egg white with 0.97 μm radiation with end-on radiation output: а – 2 W, 180 sec; б – 10 W, 40 sec; в – 10 W, 60 sec; г – rounded egg white coagulate with a diameter of 18 mm as a result of irradiation with 970 nm power of 10 W, exposure of 60 sec)

как два последних как преимущественно водопоглощаемые.

Первым этапом нами были проведены эксперименты на модели с яичным белком. Белок свежего куриного яйца помещали в пластиковый контейнер и погружали световолокно в центр белка. Результат взаимодействия белка с лазерным излучением оценивали по размерам коагулята белка при выбранных нами показателях лазерного света. Мощность и экспозиция облучения использованы в режимах, которые применяются при выполнении разработанной методики малоинвазивной интестинальной лазерной гипертермии глиальных опухолей: мощность 2 Вт, экспозиция 60 секунд, диаметр волокна 600 мкм (рис. 3).

Второе исследование осуществлено на биофантоме суррогата живой ткани (СЖТ) по А. И. Неворотину (1996) в модификации О. В. Плоткиной. Оно было проведено для оценки взаимодействия разных длин волн с СЖТ, содержащим как воду, белок, так и гемоглобин [9, 10]. Ингредиенты СЖТ: белок куриного яйца – 100 мл; глицерин (GlaconChemie, Германия) – 15,5 мл; стабилизированная кровь (использовали кровь крыс Вистар, стабилизатор – цитрат натрия 3,2 %) – 4,8 мл; эктеола целлюлоза – (Reanal, Венгрия) 31,5 г. Для приготовления биофантома все компоненты тщательно перемешивали и полученную пасту плотно

укладывали в прозрачный пластиковый контейнер. При исследовании фантом толщиной 2 см укладывали между предметными стеклами и фиксировали стекла между собой. В нашем эксперименте были использованы фантомы с двумя концентрациями крови – 3 % и 9 % (таблица). Свойства фантома в приобретении монолитности, уплотнения, изменении цвета в зоне коагуляции, позволяли выделять коагулированный фрагмент из неизмененного фантома [11] (рис. 4).

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Излучения с длинами волн 1,56 мкм и 1,94 мкм, лучше взаимодействующие с водой, позволили достигать коагуляции яичного белка размерами 4,5 мм и 5,5 мм при приемлемой мощности в 2 Вт за 60 секунд облучения. При этом взаимодействие с водой сильнее выражено у излучения 1,94 мкм (рис. 1).

Зона коагуляции зависела не только от длины волны, но и от условий вывода излучения. Исследование с яичным белком проведено как с торцевым выводом излучения из световода, так и с радиальным. В основном опыте при всех длинах волн использовалась мощность излучения 2 Вт с экспозицией 60 секунд, при недостаточном биологическом эффекте в данном эксперименте увеличивали как экспозицию облучения, так и его

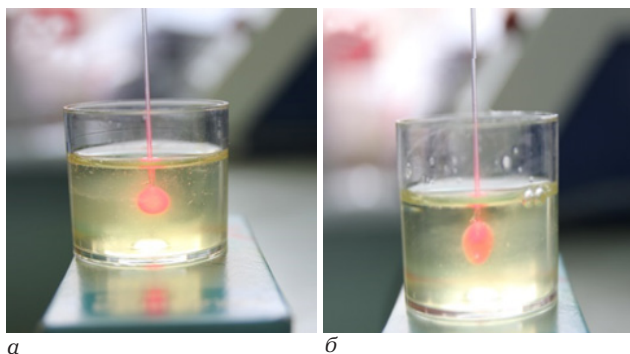


Рис. 5. Коагулят яичного белка 4,5 мм в результате облучения излучением с длиной волны 1,56 мкм, мощностью 2 Вт и экспозицией 60 секунд (а); коагулят 5,5 мм в результате облучения излучением с длиной волны 1,94 мкм, мощностью 2 Вт и экспозицией 60 секунд (б)

Fig. 5. 4,5 mm egg white coagulate as a result of irradiation with radiation with a wavelength of 1.56 μm , a power of 2 W and an exposure of 60 sec (a); 5,5 mm coagulate as a result of irradiation with radiation with a wavelength of 1.94 μm , a power of 2 W and an exposure of 60 sec (b)

мощность. Облучение излучением с длиной волны 0,97 мкм при мощности 2 Вт демонстрировало очень слабую коагуляцию яичного белка при экспозиции, достигающей до 180 секунд (рис. 4, а). Тогда как при увеличении мощности излучения до 10 Вт размеры коагуляции быстро увеличивались (рис. 4, б, в). Уже через 60 секунд размер коагулята достиг 18 мм (рис. 4, г). Однако мощность излучения 0,97 мкм 10 Вт демонстрировала избыточно агрессивное взаимодействие с яичным белком, сопровождаясь хорошо слышимыми щелчками, образованием пузырей вокруг коагулята и отчетливой его карбонизацией (рис. 4, г).

Облучение яичного белка водопоглощаемыми излучениями с длинами волн 1,56 мкм и 1,94 мкм с экспозицией 60 секунд и мощностью 2 Вт создавало коагуляты с большими размерами, чем при облучении 0,97 мкм — 4,5 мм и 5,5 мм соответственно (рис. 5). Так, было продемонстрировано, что водопоглощаемое излучение с большей длиной волны эффективнее достигает коагуляции яичного белка (таблица).

В эксперименте с суррогатом живой ткани (СЖТ) при базовых параметрах мощности и экспозиции излучения, при разных длинах волн зона коагуляции составила 4,5 — 8,0 мм. Интересно, что при сочетанном воздействии на СЖТ одновременно двух волн излучения 0,97 мкм и 1,56 мкм наблюдалось усиление реакции взаимодействия с СЖТ. Отмечалось появление дыма, большей выраженности наблюдалась карбонизация фантома. Таких эффектов мы не наблюдали при облучении фантома СЖТ одной длиной волны, вплоть до мощности в 6 Вт. Более агрессивное взаимодействие с СЖТ не зависело от условий вывода излучения. Мы предполагаем, что данный эффект обусловлен синергией двух волн, поскольку излучение 0,97 мкм активно поглощается гемоглобином, а

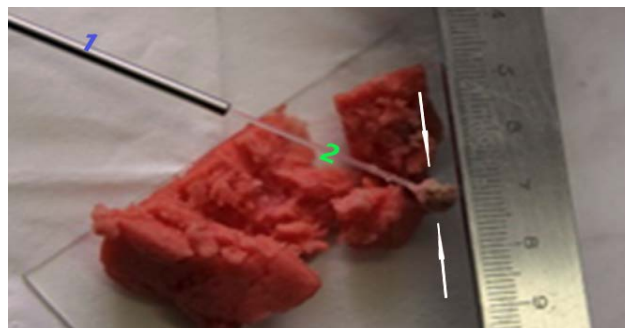


Рис. 6. Суррогат живой ткани на предметном стекле после лазерного облучения. Стрелками показан коагулированный плотный монолитный фрагмент фантома, фиксированный к торцу оптоволоконна: 1 — направляющая для оптоволоконна; 2 — оптоволоконно

Fig. 6. Surrogate of living tissue on a glass slide after laser irradiation. Arrows indicate a coagulated dense monolithic fragment of the phantom, fixed to the end of the optical fiber: 1 — guide for the optical fiber; 2 — optical fiber

излучение 1,56 мкм сильнее поглощается водой. Одновременное активное взаимодействие комбинации двух излучений усилило эффект за счет выраженного одновременного поглощения излучения двумя хромофорами, что сопровождалось большим выделением тепла.

В нашем исследовании была зависимость размера коагулята СЖТ от концентрации крови в СЖТ. Так, при 3 % содержании крови в СЖТ размер коагулята для водопоглощаемых длин волн был по 7 мм, а для гемоглобинпоглощаемой длины волны 5 мм. Увеличение концентрации гемоглобина в СЖТ до 9 % уменьшило размер коагулята для водопоглощаемых волн до 5,0 — 5,5 мм (таблица). Тогда как для гемоглобинпоглощаемой волны размер коагулята претерпел минимальные изменения. Недостаточное число экспериментов не позволяет нам говорить о достоверности разницы размеров коагулятов в зависимости от концентрации крови (гемоглобина). Наблюдаемая разница в эффектах на СЖТ в зависимости от концентрации гемоглобина требует дальнейших экспериментов с большим числом наблюдений.

Выбор типа наконечника также оказывал влияние на размер коагулята фантома и лазерного излучения. Так, радиальный вывод излучения имел преимущества в размерах коагулята как яичного белка, так и СЖТ (таблица).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Основываясь на литературных данных, проведенных нами исследованиях на животных моделях и собственном клиническом опыте [12 — 14], в данной работе при всех длинах волн мы использовали мощность излучения 2 Вт с экспозицией 60 секунд. Исследование еще раз показало разницу в эффектах гемоглобинпоглощаемого излучения и водопоглощаемого. Так, коагуляция яичного белка, который не содержит гемоглобин, была слабо выраженной

Зависимость размера коагулята яичного белка от показателей лазерного излучения и типа кончика оптоволокну
Dependence of egg white coagulate size on laser radiation parameters and fiber optic tip type

№ п/п	Длина волны, мкм	Мощность, Вт	Экспозиция, сек	Тип вывода излучения	Размер коагулята, мм
<i>Яичный белок</i>					
1	0,97	2	180	Торцевой	3
2	0,97	10	40	Торцевой	7,5
3	0,97	10	60	Торцевой	18
4	1,56	2	60	Торцевой	4,5
5	1,94	2	60	Торцевой	6,5
6	0,97	6	60	Радиальный	—
7	1,56	6	60	Радиальный	8
8	1,56	4	60	Радиальный	5
9	1,56	2	60	Радиальный	4
10	0,97±1,56	1 + 1	60	Радиальный	7,5
<i>Суррогат живой ткани 3 %</i>					
11	0,97	2	60	Торцевой	4,5
12	1,56	2	60	Торцевой	5
13	1,94	2	60	Торцевой	6
14	0,97 + 1,56	1 + 1	60	Торцевой	6,5 дым
15	0,97	2	60	Радиальный	5
16	1,56	2	60	Радиальный	7
17	1,94	2	60	Радиальный	7
18	0,97±1,56	1 + 1	60	Радиальный	10 дым
<i>Суррогат живой ткани 9 %</i>					
19	0,97	2	60	Радиальный	4,5
20	1,56	2	60	Радиальный	5,5
21	1,94	2	60	Радиальный	5
22	0,97±1,56	1 + 1	60	Радиальный	9 дым

при облучении длиной волны 0,97 мкм. И только увеличение мощности до 10 Вт приводило к появлению отчетливого коагулята. Однако, как показали ранее проведенные нами эксперименты на животных, такая мощность не подходит для практического применения [15]. Взаимодействуя преимущественно с водой как во внеклеточном матриксе, в клетках, так и в сосудах, излучение 1,56 мкм обладает потенциалом более плавного нагрева ткани в сравнении с 1,94 мкм за счет разницы в поглощении в воде (рис. 1). Поскольку мозг преимущественно состоит из воды [16], то лазерная энергия в водопоглощаемом диапазоне позволяет прогревать биологическую ткань более диффузно, что имеет практическое значение.

В нашем исследовании излучение 1,56 мкм с радиальным типом наконечника продемонстрировало больший объем коагулята, что можно объяснить большей площадью выходящего излучения, чем при торцевом наконечнике. Такой подход может иметь клинические преимущества.

Используемые в эксперименте биологические объекты имеют существенные отличия от мозговой ткани, в них отсутствует микроциркуляция. Но при этом в представленных биологических объектах имелись отличия по содержанию воды и гемоглобина, являющихся главными молекулами хромофорами. Именно эти две молекулы определяют характер взаимодействия инфракрасных лазеров с биологическими тканями в зависимости от выбранной длины волны. Полученные данные коррелируют с ранее проведенным исследованием на биофантоме с более тщательно подобранными молекулярными соотношениями по отношению к мозгу: белок/вода/гемоглобин/липиды [17].

ВЫВОДЫ

Водопоглощаемая длина волны 1,56 мкм продемонстрировала на биологических объектах в нашем исследовании более мягкий прогрев и больший по размерам коагулят. С практической точки зрения волна 1,56 мкм представляется опти-

мальной в качестве первого этапа облучения для интерстициальной гипертермии. А для лучшего гемостаза и селективного прогрева участков опухолевой ткани, имеющей большее кровоснабжение, использовать вторым этапом гемоглобинпоглощающее излучение 0,97 мкм. Наши проведенные морфологические и микроскопические исследования (пока не опубликованные) на перевиваемых экстракраниальных глиомах, сделанные в разные сроки после облучения, подтверждают наши предположения. В настоящее время мы не встретили в литературе последовательного использования комбинации волн с разными хромофорами для интерстициальной гипертермии опухолей и планируем продолжить данное исследование.

Вариантом достижения большей тотальности гипертермии опухоли может быть использование оптоволокон с радиальным выводом излучения. Такой подход потребует дополнительного исследования, поскольку потребует коррекции плотности лазерной энергии и оценки результатов на животных моделях.

Использование одновременного одномоментного облучения комбинацией двух излучений 0,97 мкм и 1,56 мкм в используемых режимах по результатам данного исследования представляется нецелесообразным ввиду более агрессивного нагрева опухолевой ткани, сопровождающегося вапоризацией и карбонизацией.

Конфликт интересов

Авторы заявили об отсутствии конфликта интересов.

Conflict of interest

Authors declare no conflict of interest.

Соответствие нормам этики

Авторы подтверждают, что соблюдены права людей, принимавших участие в исследовании, включая получение информированного согласия в тех случаях, когда оно необходимо, и правила обращения с животными в случаях их использования в работе. Подробная информация содержится в Правилах для авторов.

Compliance with ethical principles

The authors confirm that they respect the rights of the people participated in the study, including obtaining informed consent when it is necessary, and the rules of treatment of animals when they are used in the study. Author Guidelines contains the detailed information.

Благодарности

Авторы выражают благодарность Михайловой Н. В., Новак В. Д., Симкиной Д. В. за участие в выполнении исследования.

Acknowledgments

The authors express their gratitude to Mikhailova N. V., Novak V. D., Simkina D. V. for participation in the study.

ЛИТЕРАТУРА

1. Chen C., Lee I., Tatsui C. et al. Laser interstitial thermotherapy (LITT) for the treatment of tumors of the brain and

spine: a brief review // J Neurooncol. – 2021. – Vol. 151, № 3. – P. 429–442. <https://doi.org/10.1007/s11060-020-03652-z>.

2. Alkazemi M., Lo Y. T., Hussein H. et al. Laser Interstitial Thermal Therapy for the Treatment of Primary and Metastatic Brain Tumors: A Systematic Review and Meta-Analysis // World Neurosurg. – 2023. – Vol. 171. – P. e654–e671. PMID: 36549438. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2022.12.079>.

3. Bown S. G. Phototherapy in tumors // World J Surg. – 1983. – Vol. 7. – P. 700–709. <https://doi.org/10.1007/bf01655209>.

4. Friebe M., Helfmann J., Netz U. J., Meinke M. C. Influence of oxygen saturation on the optical scattering properties of human red blood cells in the spectral range 250 to 2000 nm // Journal of Biomedical Optics. – 2009. – Vol. 14, № 3. – P. 034001. <https://doi.org/10.1117/1.3127200>.

5. Марченко А. А., Минаев В. П., Смирнов И. В., Шевелкина Е. Д. Оценка оптических свойств крови в диапазоне длин волн излучения 1,3 – 2,0 мкм // Лазерная медицина. – 2019. – Т. 23, вып. 2. – С. 44–51. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2019-23-2-44-51>.

6. Розуменко В. Д. Нейронавигационная технология виртуального 3D планирования и интраоперационного сопровождения лазерной термодеструкции внутримозговых опухолей полушарий большого мозга // Украинский нейрохирургический журнал. – 2015. – № 3. – С. 43–49.

7. Коваленко А. А., Минаев В. П. О возможности использования излучения волоконных лазеров с длинами волн 1,56 и 1,68 мкм для интерстициальной термотерапии патологических новообразований // Радиооптика. МГТУ им. Н. Э. Баумана. Электрон. журн. – 2015. – № 05. – С. 101–114. <https://doi.org/10.7463/rdopt.0515.0798995>.

8. Casanova-Carvajal O., Zeinoun M., Urbano-Bojorge A. L. et al. The Use of Silica Microparticles to Improve the Efficiency of Optical Hyperthermia (OH) // Int. J. Mol. Sci. – 2021. – Vol. 22, № 10. – P. 5091. <https://doi.org/10.3390/ijms22105091>.

9. Неворотин А. И., Жлоба А. А., Ильясов И. К. Суррогат живой ткани для тестирования хирургических лазеров // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. – 1996. – Т. 122, № 11. – С. 597–600.

10. Красников А. Г., Плужников М. С., Неворотин А. И., Плоткина О. В. Полупроводниковый лазер «Актус-15»: выявление оптимальных параметров с использованием фантома ткани // Сборник научных трудов «Актуальные проблемы лазерной медицины», под ред. Н. Н. Петрищева. – 2006. – С. 299–306.

11. Астахов Ю. С., Акопов Е. Л., Иванов А. А. и др. Разработка и экспериментальное испытание двухволновой лазерной установки для фотокоагуляции тканей глаза // Офтальмологические ведомости. – 2013. – Т. 6, № 2. – С. 10–15. <https://doi.org/10.17816/OV2013210-15>.

12. Острейко О. В., Можяев С. В., Шевцов М. А., Пожivil А. С. Экспериментальное исследование интерстициальной термодеструкции мозга лазерным излучением инфракрасного спектра, как малоинвазивного способа стереотаксического разрушения мишени // Ученые записки. – 2012. – № 4. – С. 77–80.

13. Острейко О. В., Чербилло В. Ю., Холявин А. И. и др. Малоинвазивная лазерная гипертермия в комплексном лечении локального продолженного роста глиобластом (пилотное исследование) // Российский нейрохирургический журнал им. проф. А. Л. Поленова. – 2023. – Т. 15, № 3. – С. 88–96. https://doi.org/10.56618/2071-2693_2023_15_3_88.

14. Рябова М. А., Улунов М. Ю., Шумилова Н. А. и др. Сравнение режущих и коагуляционных свойств волоконных лазеров с длиной волны 1,56 и 1,94 мкм с полупроводниковым лазером 0,98 мкм // Бюллетень сибирской медицины. – 2021. – Т. 20, № 4. – С. 56–62. <https://doi.org/10.20538/1682-0363-2021-4-56-62>.

15. Острейко О. В., Юкина Г. Ю., Сухорукова Е. Г. и др. Теплофизическое моделирование и результаты экспе-

риментального исследования лазерной гипертермии глиом // Российский нейрохирургический журнал им. проф. А. Л. Поленова. – 2023. – Т. 15, № 3. – С. 97–102. https://doi.org/10.56618/2071-2693_2023_15_3_97.

16. Ko S. B., Choi H. A., Parikh G. et al. Real time estimation of brain water content in comatose patients // *Ann Neurol.* – 2012. – Vol. 72, № 3. – P. 344–50. <https://doi.org/10.1002/ana.23619>.

17. Острейко О. В., Галкин М. А., Папаян Г. В. и др. Применение биофантомов для оценки термических эффектов лазерного излучения с длинами волн 970 нм и 1560 нм при разных режимах воздействия // *Biomedical Photonics.* – 2022. – Т. 11, № 2. – С. 12–22. <https://doi.org/10.24931/2413-9432-2022-11-2-12-22>.

REFERENCES

1. Chen C., Lee I., Tatsui C. et al. Laser interstitial thermotherapy (LITT) for the treatment of tumors of the brain and spine: a brief review // *J Neurooncol.* 2021;151(3):429–442. <https://doi.org/10.1007/s11060-020-03652-z>.

2. Alkazemi M., Lo Y. T., Hussein H. et al. Laser Interstitial Thermal Therapy for the Treatment of Primary and Metastatic Brain Tumors: A Systematic Review and Meta-Analysis // *World Neurosurg.* 2023;171:e654–e671. PMID: 36549438. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2022.12.079>.

3. Bown S. G. Phototherapy in tumors // *World J Surg.* 1983;7:700–709. <https://doi.org/10.1007/bf01655209>.

4. Friebe M., Helfmann J., Netz U. J., Meinke M. C. Influence of oxygen saturation on the optical scattering properties of human red blood cells in the spectral range 250 to 2000 nm // *Journal of Biomedical Optics.* 2009;14(3):034001. <https://doi.org/10.1117/1.3127200>.

5. Marchenko A. A., Minaev V. P., Smirnov I. V., Shevelkina E. D. Evaluation of optical properties of blood in the radiation wavelength range of 1.3 - 2.0 μm // *Laser Medicine.* 2019;23(2):44–51. (In Russ.). <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2019-23-2-44-51>.

6. Rozumenko V. D. Neuronavigation technology of virtual 3D planning and intraoperative support of laser thermal destruction of intracerebral tumors of the cerebral hemispheres // *Ukrainian neurosurgical journal.* 2015;(3):43–49. (In Russ.).

7. Kovalenko A. A., Minaev V. P. On the possibility of using fiber laser radiation with wavelengths of 1.56 and 1.68 μm for interstitial thermotherapy of pathological neoplasms // *Radiooptics. Bauman Moscow State Technical University. Electronic journal.* 2015;(05):101–114. (In Russ.). <https://doi.org/10.7463/rdopt.0515.0798995>.

8. Casanova-Carvajal O., Zeinoun M., Urbano-Bojorge A. L. et al. The Use of Silica Microparticles to Improve the Efficiency of Optical Hyperthermia (OH) // *Int. J. Mol. Sci.* 2021;22(10):5091. <https://doi.org/10.3390/ijms22105091>.

9. Nevorotin A. I., Zhloba A. A., Ilyasov I. K. Surrogate of living tissue for testing surgical lasers // *Bulletin of Experimental Biology and Medicine.* 1996;122(11):597–600. (In Russ.).

10. Krasnikov A. G., Pluzhnikov M. S., Nevorotin A. I., Plotkina O. V. Semiconductor laser “Aktus-15”: identification of optimal parameters using a tissue phantom // *Collection of scientific papers “Current problems of laser medicine”, eds by N. N. Petrishchev.* 2006:299–306. (In Russ.).

11. Astakhov Yu. S., Akopov E. L., Ivanov A. A., et al. Development and experimental testing of a two-wave laser system for photocoagulation of eye tissues // *Oftalmologicheskie vedomosti.* 2013;6(2):10–15. (In Russ.). <https://doi.org/10.17816/OV2013210-15>.

12. Ostreyko O. V., Mozhaev S. V., Shevtsov M. A., Pozhivil A. S. Experimental study of interstitial thermal destruction of the brain by laser radiation of the infrared spectrum as a minimally invasive method of stereotactic destruction of the target // *Scientific notes.* 2012;(4):77–80. (In Russ.).

13. Ostreyko O. V., Cherebillo V. Yu., Kholyavin A. I. et al. Minimally invasive laser hyperthermia in the complex treatment of local continued growth of glioblastomas (pilot study) // *Russian Neurosurgical Journal named after prof. A. L. Polenov.* 2023;15(3):88–96. (In Russ.). https://doi.org/10.56618/2071-2693_2023_15_3_88.

14. Ryabova M. A., Ulupov M. Yu., Shumilova N. A. et al. Comparison of cutting and coagulation properties of fiber lasers with a wavelength of 1.56 and 1.94 μm with a 0.98 μm semiconductor laser // *Bulletin of Siberian Medicine.* 2021;20(4):56–62. (In Russ.). <https://doi.org/10.20538/1682-0363-2021-4-56-62>.

15. Ostreyko O. V., Yukina G. Yu., Sukhorukova E. G. et al. Thermophysical modeling and results of an experimental study of laser hyperthermia of gliomas // *Russian Neurosurgical Journal named after prof. A. L. Polenov.* 2023;15(3):97–102. (In Russ.). https://doi.org/10.56618/2071-2693_2023_15_3_97.

16. Ko S. B., Choi H. A., Parikh G. et al. Real time estimation of brain water content in comatose patients // *Ann Neurol.* – 2012. – Vol. 72, № 3. – P. 344–50. <https://doi.org/10.1002/ana.23619>.

17. Ostreyko O. V., Galkin M. A., Papayan G. V. et al. Application of biophantoms to assess the thermal effects of laser radiation with wavelengths of 970 nm and 1560 nm under different exposure modes // *Biomedical Photonics.* 2022;11(2):12–22. (In Russ.). <https://doi.org/10.24931/2413-9432-2022-11-2-12-22>.

Информация об авторах

Острейко Олег Викентьевич, кандидат медицинских наук, доцент, доцент кафедры нейрохирургии, Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И. П. Павлова (Санкт-Петербург, Россия), ORCID: 0000-0001-8365-3266; **Петрищев Николай Николаевич**, доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры патофизиологии с курсом клинической патофизиологии, Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И. П. Павлова (Санкт-Петербург, Россия), ORCID: 0000-0003-4760-2394; **Гришачева Татьяна Георгиевна**, кандидат биологических наук, директор центра лазерной медицины, Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И. П. Павлова (Санкт-Петербург, Россия), ORCID: 0000-0002-9515-914X; **Минаев Владимир Павлович**, главный научный сотрудник, ВПГ Лазеруан (г. Фрязино, Россия), ORCID: 0000-0001-9165-3039; **Чефу Светлана Григорьевна**, кандидат биологических наук, зав. экспериментальной лабораторией центра лазерной медицины, Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И. П. Павлова (Санкт-Петербург, Россия), ORCID: 0000-0002-9249-660X.

Information about authors

Ostreyko Oleg V., Cand. of Sci. (Med), Associate Professor, Associate Professor of the Department of Neurosurgery, Pavlov University (Saint Petersburg, Russia), ORCID: 0000-0001-8365-3266; **Petrishchev Nikolay N.**, Dr. of Sci. (Med), Professor, Professor of the Department of Pathophysiology with the Course of Clinical Pathophysiology, Pavlov University (Saint Petersburg, Russia), ORCID: 0000-0003-4760-2394; **Grishacheva Tatyana G.**, Cand. of Sci. (Biol.), Director of the Center for Laser Medicine, Pavlov University (Saint Petersburg, Russia), ORCID: 0000-0002-9515-914X; **Minaev Vladimir P.**, Chief Research Fellow, VPG Laserone (Fryazino, Russia), ORCID: 0000-0001-9165-3039; **Chefu Svetlana G.**, Cand. of Sci. (Biol.), Head of the Experimental Laboratory of the Center for Laser Medicine, Pavlov University (Saint Petersburg, Russia), ORCID: 0000-0002-9249-660X.