

УДК 617-7

Теоретические основы расчета энергетических параметров лазерного излучения для термотерапии кисты Бейкера

С. А. ЧЕРНЯДЬЕВ¹, А. В. АРЕТИНСКИЙ², Н. И. СИВКОВА³, А. В. ЖИЛЯКОВ⁴,
Н. Ю. КОРОБОВА¹, В. И. ГОРБАТОВ⁵

¹ Уральский государственный медицинский университет, ул. Репина, д. 3, Екатеринбург, 620028, Российская Федерация

² Общество с ограниченной ответственностью "ПЭТ - Технолоджи" ОП – Екатеринбург, ул. Соболева, д. 29, Екатеринбург, 620036, Российская Федерация

³ Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина, ул. Мира, д. 19, Екатеринбург, 620002, Российская Федерация

⁴ Областной специализированный центр медицинской реабилитации «Озеро Чусовское», ул. Мира, д. 1, Екатеринбург, 620043, Российская Федерация

⁵ Уральский государственный горный университет, ул. Хохрякова, д. 95, Екатеринбург, 620144, Российская Федерация

Актуальность. Интерстициальное внесение световой энергии в патологические ткани малого объема всегда вызывает опасения по поводу вероятного негативного воздействия избыточных тепловых эффектов на окружающие неизменные структуры. В то же время недостаточная тепловая экспозиция, не позволяющая достигнуть необходимого результата манипуляции. В частности, с подобной проблемой встречаются хирурги, выполняющие лазер-индуцированную термотерапию кист различной локализации.

Цель. Определить время достижения заданной температуры, необходимой для необратимой коагуляции стенки кисты Бейкера, в зависимости от мощности лазерного излучения и объема внутрикистозной жидкости.

Материалы и методы. Проведено несколько серий экспериментов, в которых разные объемы водного раствора лидокаина нагревались в одноразовых шприцах лазерным излучением, подаваемым по гибкому светонесущему волокну. Регистрация инфракрасного излучения этой системы выполнялась переносным тепловизором CONDTRON IR-CAM (Россия). Измерялось время нагрева наружной стенки шприца до 70°C при разных мощностях излучения.

Результаты и их обсуждение. Во всех сериях экспериментов была достигнута заданная температура 70°C, обеспечивающая мгновенную коагуляцию белка. Обращает на себя внимание тот факт, что расчётное время по формуле (идеальное) во всех случаях меньше, что можно объяснить влиянием теплоотдачи к стенкам шприцев и теплоотведением от них. Чем выше мощность лазерного излучения, тем меньше влияние теплоотдачи на скорость нагрева водного раствора, и, соответственно, время достижения заданной температуры.

Заключение. В изучаемых энергетических режимах и объемах водного раствора световод с торцовой эмиссией излучения не способен вызывать карбонизацию и повреждение окружающих тканей. Соответственно, бесконтактная перфорация стенки кисты лазерным излучением с длиной волны 1,47 мкм невозможна. Полученные данные, свидетельствуют о целесообразности расчета энергии, для достижения заданной температуры, и ее удержании на период достаточный для коагуляционной трансформации более наружных слоев образования

Ключевые слова: лазер-индуцированная термотерапия, киста Бейкера, моделирование процесса

Theoretical Bases of Calculation of Energy Parameters of Laser Radiation for Thermoherapy of Baker's Cyst

S.A. CHERNYADIEV¹, A.V. ARETINSKIY², N.I. SIVKOVA³, A.V. ZHILYAKOV⁴,
N. YU. KOROBOVA¹, V.I. GORBATOV⁵

¹Ural state medical University, 3 Repina str., Yekaterinburg, 620028, Russian Federation

²The federal network of Nuclear Medicine centers - PET – Technology, 29 Soboleva str., 29, Yekaterinburg, 620036, Russian Federation

³Ural Federal University named after first President of Russia B. N. Yeltsin, 19 Mira str., Yekaterinburg, 620002, Russian Federation

⁴Regional specialized center of medical rehabilitation "Lake Chusovsky", 1 World str., Yekaterinburg, 620043, Russian Federation

⁵Ural state mining University, 95 Khokhryakova str., Yekaterinburg, 620144, Russian Federation

Поступила / Received

21.08.2017

Принята в печать / Adopted in printing

03.11.2017

Опубликована / Published

24.12.2017



Actuality. Interstitial application of light energy to pathological tissues of small volume always raises concerns about the possible negative impact of excessive thermal effects on the surrounding unchanged structures. At the same time, insufficient thermal exposure does not allow achieving the desired result of manipulation. In particular, with a similar problem, there are surgeons performing laser-induced thermotherapy of cysts of different localization.

Objective. Determine the time to reach the desired temperature required for the irreversible coagulation of the wall of the Baker cyst, depending on the power of the laser radiation and the volume of the intracystic fluid.

Materials and methods. Several series of experiments were carried out in which different volumes of aqueous lidocaine solution were heated in disposable syringes by laser radiation fed along a flexible light-bearing fiber. Registration of infrared radiation from this system was performed by a portable thermal imager CONDTROL IR-CAM (Russia). The time for heating the syringe to 70 ° C was measured at different radiation powers.

Results. In all series of experiments, a predetermined temperature of 70 ° C was achieved, providing instantaneous protein coagulation. Attention is drawn to the fact that the calculated time by the formula (ideal) in all cases is less, which can be explained by the effect of heat removal from the walls of syringes. The higher the power of laser radiation, the less the effect of heat removal on the heating rate of the aqueous solution, and, accordingly, the time to reach the set temperature.

Conclusion. In the energy regimes and volumes of the aqueous solution studied, the optical fiber with end radiation emission is not capable of causing carbonization and damage to surrounding tissues. Accordingly, contactless perforation of the cyst wall by laser radiation with a wavelength of 1.47 μm is impossible. The obtained data testify to the advisability of calculating the energy to reach the set temperature and keeping it for a period sufficient for coagulation transformation of the more external layers of education

Key words: laser-induced thermotherapy, Baker's cyst, process modeling

Последнее время лазерные технологии за счет выраженной теплогенерации в водной среде, особенно излучений так называемых «водопоглощающих» спектров, начали использоваться для хирургического лечения кисты Бейкера [3]. Главным условием эффективного применения термотерапии в хирургии является нагревание, достаточное для повреждения патологической ткани, как в аспекте абсолютных значений, так и в смысле экспозиции гипертермического воздействия. Внесение энергии в закрытую полость малого объема, наполненную жидкой средой, всегда вызывает опасения по поводу вероятного негативного воздействия избыточных тепловых эффектов на окружающие ткани, поскольку коагуляция стенки кисты осуществляется в тесном соседстве с такими важными анатомическими структурами, как подколенная артерия, вена и седалищный или большеберцовый нерв. Также известно, что при полном контакте световода с коагулируемой тканью практически полностью исключается отражение излучения в окружающее пространство и при значительной мощности излучения приводит к повышенному выделению тепла, которое может вызвать пенетрацию кисты и ятрогенное повреждение близ расположенных органов. [7, 13]. Таким образом, очевидно, что проблема расчета и планирования необходимых тепловых процессов при интерстициальном неконтролируемом применении световой энергии является актуальной. Большинство исследователей, изучающих возможность термоконтроля манипуляций с применением высокоинтенсивного лазерного излучения, работали в основном с косвенными дистанционными методиками [8, 10]. Но эти работы не дают ответа о количестве энергии необходимой для инициализации необратимого процесса коагуляции всего объема патологической ткани, расположенной в глубине организма.

Цель работы: смоделировать процесс лазер-индуцированной термотерапии кисты Бейкера и изучить в

эксперименте скорость и особенности нагрева различных объемов водной среды вокруг торца работающего световода при разных значениях мощности излучения. Определить характер распространения теплового воздействия в зоне работающих наконечников с помощью переносной инфракрасной термографии (ИКТГ).

Материалы и методы

Модель кисты Бейкера, подвергаемой термотерапии, состояла из одноразового шприца, наполненного 0,25% раствором лидокаина, и светонесущего волокна, введенного в него через наконечник. Рабочий конец световода неподвижно устанавливался в центре объема жидкости, заполняющей цилиндр шприца. В качестве источника лазерного излучения постоянного режима с длиной волны 1,47 мкм применялась установка «MultidiodeEndo™» (INTERmedic, Spain). Проводилось сравнение скорости нагрева различных объемов местного анестетика при разной мощности излучения путем анализа термографических картин. Регистрация инфракрасного излучения этой системы выполнялась с расстояния 45 см. Для этой цели использовался переносной тепловизор CONDTROL IR-CAM (Россия) с диапазоном температурных измерений от -30° до +350° C, погрешностью $\pm 4^\circ\text{C}$ и температурным отклонением в $0,10^\circ\text{C}$.

Эксперимент состоял из трех серий отдельных опытов. Серии отличались лишь по объему нагреваемой жидкости, в них изучались тепловые процессы, происходящие в 2, 5 и 10 мл. Каждый опыт был проведен следующим образом. Три одинаковых одноразовых шприца заполняли равным количеством местного анестетика лидокаина 0,25% на основе физиологического раствора. Затем внутрь вводили световод по описанной выше методике. Каждый из трех экземпляров, примерно комнатной температуры (24°C), нагревали до 70°C лазерным излучением мощностью – 2 Вт, 5 Вт и 10 Вт соответственно (рис. 1, 2). Таким образом,

Время достижения заданной температуры (70°) в сек (Э – эксперимент, И- идеальный нагрев (расчетный))
/ Time to reach the set temperature (70 °) per second (Э - experiment, И- ideal heating (calculated))

	2 Вт (W)		5 Вт (W)		10 Вт (W)	
	Э(Е)	И(И)	Э(Е)	И(И)	Э(Е)	И(И)
2 мл (ml)	342	192	121	77	62	38
5 мл (ml)	566	481	315	192	167	96
10 мл (ml)	1000	961	420	385	214	192

всего в эксперименте проведено 9 термографических исследований.

Для сравнения реальных значений времени нагрева 0,25% водного раствора лидокаина, полученных в результате физического опыта, с теоретическими, мы провели несложный расчет. Преобразовав общеизвестные формулы термодинамики, было вычислено идеальное время, необходимое для нагрева определённого объема воды с 24°С до 70°С, используя различные уровни мощности лазерного излучения (формула 1). Данной формуле мы не учитывали теплоотведение и пренебрегли ничтожной разницей в теплоёмкости воды и 0,25% водного раствора лидокаина.

$$\tau = \frac{cV\Delta T}{N}$$

где, τ - время нагрева

c - удельная теплоемкость воды

V – объем воды

ΔT – разность начальной и конечной температу-

ры

N – мощность лазерного излучения в постоянном режиме (Вт)

Результаты и их обсуждение

Полученные результаты эксперимента и теоретического расчета времени нагрева жидкости сведены в единую таблицу 1.

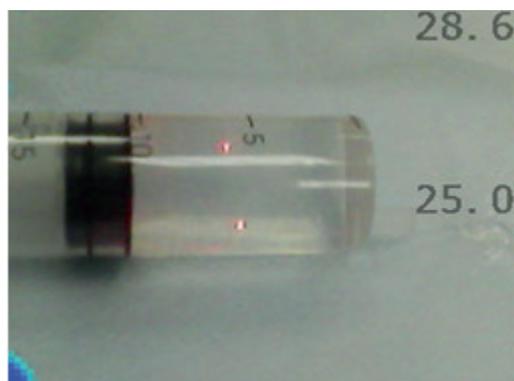


Рис. 1. Начало облучения раствора лидокаина в шприце. Температура в зоне измерения тепловизором - 28,6°С, минимальная температура в зоне измерения - 25,0°С. / Pic. 1. Initiation of irradiation of a solution of lidocaine in a syringe. The temperature in the zone of measurement by the thermal imager is 28.6°С, the minimum temperature in the measurement zone is 25.0°С.

При подаче фотонного потока через торцовый световод термограмма демонстрировала локальный тип распространения тепла в водной среде с отсутствием вихревых потоков переноса тепла по всему объему исследуемого сосуда. Имелась четко обозначенная граница зоны нагревания водной среды, расположенная перед световодом.

Во всех сериях экспериментов была достигнута заданная температура 70°С, обеспечивающая мгновенную коагуляцию белка. Обращает на себя внимание тот факт, что расчётное время по формуле (идеальное) во всех случаях меньше экспериментального, что можно объяснить влиянием теплоотведением как к стенкам шприцев, так и от них в окружающую среду. Анализируя графики № 5,6 становится очевидным, что с увеличением мощности инфракрасного лазерного излучения «водопоглощаемого» спектра уменьшается время нагрева одной единицы объема жидкости. Причем эта закономерность прослеживается как в теоретической, так и в опытной части эксперимента (рис. 5, 6). Согласно термограмме, повышение температуры раствора распределяется фронтально от рабочего торца кварцевого световода (рис. 2). Ни в одном из шприцев не было зафиксировано разрушения стенки от лазерного излучения. Только при случайном прямом контакте с уплотнителем поршня была зафиксирована яркая вспышка света и соответствующий ей резкий рост температуры до 323°С (рис 3, 4). Очевидно, что это тот самый случай, когда контакт с материалом практически полностью исключил отражение

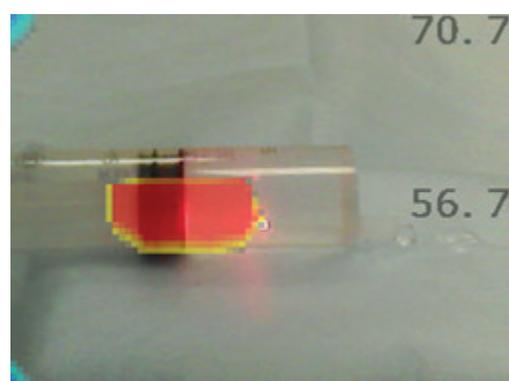


Рис. 2. Завершение процесса нагрева жидкости. Температура в зоне измерения тепловизором - 70,7°С, минимальная температура в зоне измерения - 56,7°С. / Pic. 2. Completion of the process of liquid heating. The temperature in the zone of measurement by the thermal imager is 70.7°С, the minimum temperature in the measurement zone is 56.7°С.



Рис. 3. Случайный контакт работающего конца с уплотнителем поршня. Видна яркая вспышка. / Pic. 3. Accidental contact of the working end with the piston seal. A bright flash is visible.

излучения в окружающее пространство. При значительной мощности излучения в месте контакта происходят загрязнение световода продуктами горения, что приводит к повышенному выделению тепла и разогреву конца световода. Вероятно, это же происходит при полном контакте торца излучающего световода с внутренней поверхностью стенки кисты Бейкера. При этом на ткань одновременно воздействуют физические эффекты лазерного излучения и раскаленного конца световода. Данное явление объясняет появление резкого болевого синдрома, периодически возникающего при выполнении манипуляции.

В обсуждении результатов данной работы мы хотели бы сделать акцент на различных способах термотерапии образований и патологически измененных тканей. По способу осуществления термотерапии условно можно разделить на прямые, и опосредованные.

Прямые способы термокоагуляции измененной биологической ткани заключаются во введении в их толщу разогретых разными способами теплоносителей. Ранее была предложена полая игла, которая заполнялась предварительно разогретым физиологическим раствором [14]. Несмотря на простоту и дешевизну данный метод имеет множество существенных недостатков. Из-за высокой теплопроводности игла может повреждать здоровые ткани, контактирующие с ее поверхностью, а для коагуляции опухоли большого

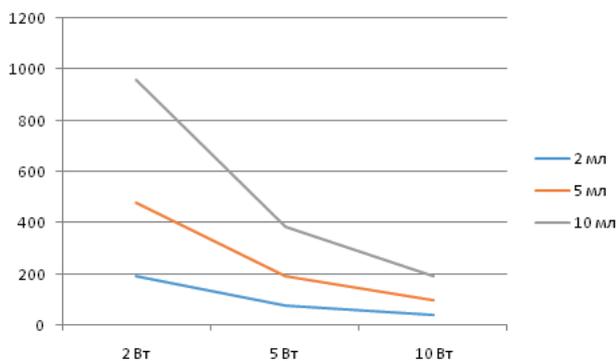


Рис. 5. График периода идеального нагрева водного раствора с 24°C до 70°C. / Pic. 5. Graph of the period of ideal heating of the aqueous solution from 24°C to 70°C.

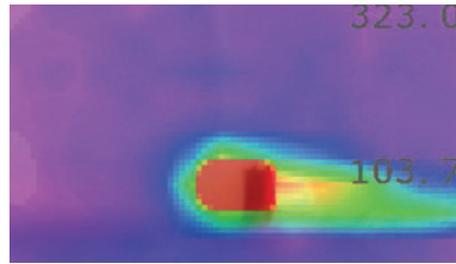


Рис. 4. Та же ситуация на экране тепловизора. Зафиксирован резкий скачок температуры до 323,0°C. / Pic. 4. The same situation on the thermal imager screen. A sharp temperature jump was registered up to 323.0°C.

объема требуются неоднократные пункции, что значительно повышает травматизацию.

Также известны разнообразные устройства для коагуляции, содержащие генератор высокочастотного тока, нейтральный плоский электрод и активный электрод с малой рабочей поверхностью, вводимый в целевую ткань. Ток высокой частоты, возникающий между электродами, нагревает биоткань вблизи активного электрода, где плотность тока наиболее высока [6]. Однако, основным недостатком этих методик является небольшой объем коагулята из-за резкого снижения плотности тока по мере удаления от поверхности активного электрода.

Широко используются аппараты для термокоагуляции белковых тканей за счет тепла, выделяемого при поглощении энергии электромагнитного поля широкого диапазона частот от оптического до радиоволнового [3]. Главным недостатком этих методов является высокая степень сложности и дороговизна устройств, сравнительно небольшая глубина прогрева и низкая точность локации воздействия. В основном, использование этих устройств ограничивается поверхностью тела или органами, к которым открыт доступ во время хирургических операций [15]. Как вариант, погружного воздействия - интерстициальная лазер-индуцированная термотерапия с доставкой воздействующего фактора к патологическому очагу по тонкому световоду через пункционную иглу или другой хирургический инструментарий [11]. К сожалению, данный спо-

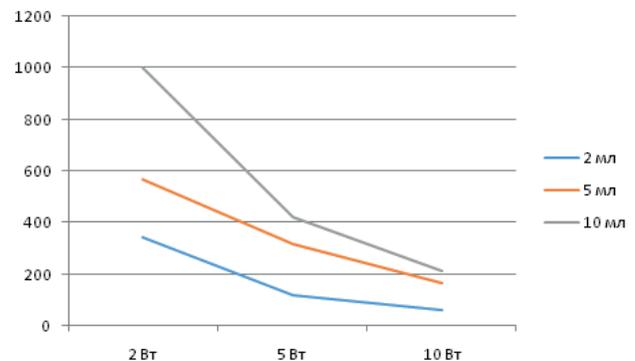


Рис. 6. График периода экспериментального нагрева водного раствора с 24°C до 70°C. / Pic. 6. Graph of the period of experimental heating of the aqueous solution from 24°C to 70°C.

соб травматичен за счет неконтролируемого прямого термического воздействия на целевую ткань, а также из-за вынужденных множественных пункций образования при его значительных размерах. Рядом авторов отмечается, что при лазерной обработке происходит малоизученное изменение структуры облученной ткани, приводящее к длительному воспалительному процессу и неполноценному заживлению раны.

При опосредованных способах первично нагревается содержимое образования или искусственно введенная в него жидкость, а затем этот теплоноситель за счет теплоотдачи воздействует на патологические ткани. К преимуществам этого метода можно отнести равномерность прогрева всей внутренней поверхности образования, и значительную буферную зону от минимальных до критических термозначений за счет высокой теплоемкости водной среды [1, 2]. Также к достоинствам методики относится отсутствие фототермического и фотохимического эффектов в окружающих биологических тканях, поскольку излучение длиной 1,47 мкм не достигает их, практически полностью поглощаясь вблизи торца световода.

Примером подобной технологии является лечение кист молочной железы через пункционную иглу с сохранением не менее 50% содержимого полости. При лазерном облучении внутрикистозного содержимого происходит его значительный нагрев, что приводит к термической коагуляции выстилки, в результате чего развивается ее асептическое воспаление, в дальнейшем приводящая к склерозированию. [9]. Аналогичный способ описан для лазер-индуцированной термотерапии кист Бейкера, в котором теплопроводником являются остатки серозной жидкости [12]. Однако, достаточность воздействия лазерной энергией определялась в этой работе косвенно, по начинающейся vaporизации и образованию гиперэхогенной тени в полости кисты. Подобные ориентиры не дают даже косвенного ответа о степени и глубине прогрева стенки подколенного образования. Неравномерность проникновения излучения в разные слои кисты, их отличающаяся теплоемкость, а также разная толщина стенок образования могут приводить к непредсказуемым морфологическим изменениям как патологических, так и нормальных перифокальных тканей [5] в процессе лазер-индуцированной термотерапии.

Заключение

Нами не получено данных о принципиальных различиях в динамике нагрева идеальной воды и

0,25% водного раствора лидокаина в зависимости от объема или мощности лазерного излучения с длиной волны 1,47 мкм.

Появление эффекта карбонизации световода зависит от длительности непосредственного контакта с окружающими телами. В изучаемых энергетических режимах и объемах водного раствора световод с торцевой эмиссией излучения не способен вызывать карбонизацию и повреждение окружающих тканей. Соответственно, бесконтактная перфорация стенки кисты лазерным излучением с длиной волны 1,47 мкм невозможна.

Полученные данные, свидетельствуют о целесообразности подбора энергии, доставочной для достижения заданной температуры, и ее удержании на период необходимый для коагуляционной трансформации более наружных слоев образования. Перспективным представляется отработка режимов со средними объемами внутрикистозного содержимого или его водосодержащего заменителя, но при увеличенной мощности излучения. Безусловно, на время тепловой экспозиции будет оказывать влияние толщина стенки образования. Поэтому, накопленные клинические и экспериментальные данные предполагают, что дальнейшее развитие технологии лазер-индуцированной термотерапии кисты Бейкера должно двигаться в сторону усовершенствования непосредственного температурного контроля манипуляции, а не математического моделирования. Также необходимо дальнейшее изучение механизма послойной термокоагуляции тканей кисты для выработки оптимальных условий и режимов ее проведения и получения образцов трансформированной ткани.

Дополнительная информация

Конфликт интересов авторов

Авторы заявляют, что данная работа, ее тема, предмет и содержание не затрагивают конкурирующих интересов.

Информация о финансировании

Результаты являются частью НИОКР профинансированной из средств гранта по программе «Старт-1», выданного Федеральным государственным бюджетным учреждением «Фонд содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере» (Фонд содействия инновациям).

Информация о вкладе каждого автора

Чернядьев С.А., Аретинский А.В. — концепция и дизайн исследования; Жиляков А.В., Коробова Н.Ю. — сбор и обработка материалов; Сивкова Н.И. — анализ полученных данных, написание текста, Горбатов В.И. — термодинамическое моделирование процессов коагуляции, консультирование.

Список литературы

1. Архангельская Ю.С., Козыр Л.А. Курс физики в модульной системе обучения студентов-медиков. *Вестник Российского университета дружбы народов. Серия: Вопросы образования: языки и специальность.* 2009; 3.
2. Вейник А.И. *Приближенный расчет процессов теплопроводности.* Рипол Классик. 2013.
3. Гнусарев О.С., Хамидулина А.М. Лазерная термотерапия в комплексном лечении кист Бейкера у детей. *Материалы 69-й меж-*

References

1. Arkhangel'skaia IuS, Kozyr' LA. Course of physics in a modular system of training medical students. *Vestnik Rossiiskogo universiteta druzhby narodov. Seriya: Voprosy obrazovaniya: yazyki i spetsial'nost'.* 2009; 3. (in Russ.)
2. Veinik A.I. *Priblizhennyi raschet protsessov teploprovodnosti.* Ripol Klassik. 2013 (in Russ.)
3. Gnusarev O.S., Khamidulina A.M. Lazernaya termoterapiya v kompleksnom lechenii kist Beikera u detei. *Materialy 69-i*

- вузовской (IV Всероссийской) итоговой научной студенческой конференции М 45 с международным участием, посвященной 70-летию Победы в Великой Отечественной войне, г. Челябинск, 28 апреля 2015. 2015; 37.
4. Долгушин Б.И., Давыдова М.И. *Радиочастотная термоабляция опухолей печени*. М: Практическая медицина. 2007.
 5. Жуков Б.Н., Лысов Н.А., Анисимов В.И. *Лазерные технологии в медицине*. Самара.-Медицина. 2001; 129.
 6. Ковалев В.К. *Эндопротектальное иссечение и электрокоагуляция злокачественных опухолей прямой кишки*. М. 1987.
 7. Копаяев С.Ю., Копаяева В.Г. Тепловые эффекты в зоне работающих наконечников при энергетической хирургии катаракты. *Лазерная медицина*. 2010; 14: 3.
 8. Лебедев М.С. Управляемая внутрисполостная лазерная терапия в экспериментальной хирургии. *Современные проблемы науки и образования*. 2014; 6.
 9. Невожай В.И., Федоренко Т.А., Кухарева Л.И., Чудновский В.М. Патент РФ № 2356513, 27.11.2007. Способ лечения кист молочной железы.
 10. Субочев П.В., Мансфельд А.Д., Беляев Р.В. Многочастотная акустическая термотомография при лазерной гипертермии: физическое моделирование. *Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского*. 2010; 5-1.
 11. Тимербулатов В.М., Нагаев Н.Р. Лазерная абляция метастазов колоректального рака в печень. *Колпроктология*. 2006; 1: 34-37.
 12. Чернядьев С.А., Жилияков А.В., Коробова Н.Ю. *Внутриполостная УЗИ-контролируемая лазерная облитерация кисты Бейкера*. Екатеринбург: Издательство УГМУ. 2016; 72-76.
 13. Шулуто А.М. *Эндоскопическая торакальная хирургия*. М.: Медицина. 2006; 211-241.
 14. Honda N. Percutaneous hot saline injection therapy for hepatic tumors: an alternative to percutaneous ethanol injection therapy. *Radiology*. 1994; 190: 1: 53-57.
 15. Quesada R. Impact of monopolar radiofrequency coagulation on intraoperative blood loss during liver resection: a prospective randomised controlled trial. *International Journal of Hyperthermia*. 2017; 33: 2: 135-141.
4. mezhvuzovskoi (IV Vserossiiskoi) itogovoi nauchnoi studencheskoi konferentsii M 45 s mezhdunarodnym uchastiem, posvyashchennoi 70-letiyu Pobedy v Velikoi Otechestvennoi voine, g. Chelyabinsk, 28 aprelya 2015. 2015; 37. (in Russ.)
 4. Dolgushin BI, Davydova MI. *Radiochastotnaia termoabliatsiia opukholei pecheni*. M: Prakticheskaya meditsina. 2007. (in Russ.)
 5. Zhukov BN, Lysov NA, Anisimov VI. *Lazernye tekhnologii v meditsine*. Samara.-Meditsina. 2001; 129. (in Russ.)
 6. Kovalev VK. *Endorektal'noe issechenie i elektrokoagulyatsiia zlokachestvennykh opukholei priamoi kishki*. M. 1987. (in Russ.)
 7. Kopaev Slu, Kopaeva VG. Thermal effects in the area of working tips in energy cataract surgery. *Lazernaya meditsina*. 2010; 14: 3. (in Russ.)
 8. Lebedev MS. Controlled intracavitary laser therapy in experimental surgery. *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya*. 2014; 6. (in Russ.)
 9. Nevozhai VI, Fedorenko TA, Kukhareva LI, Chudnovskii VM. Patent RF № 2356513, 27.11.2007. Sposob lecheniia kist molochnoi zhelezy (in Russ.)
 10. Subochev PV, Mansfel'd AD, Beliaev RV. Multifrequency acoustic thermotomography during laser hyperthermia: physical modeling. *Vestnik Nizhegorodskogo universiteta im. NI Lobachevskogo*. 2010; 5-1. (in Russ.)
 11. Timerbulatov VM, Nagaev NR. Laser ablation of colorectal cancer metastases to the liver. *Koloproktologiya*. 2006; 1: 34-37. (in Russ.)
 12. Cherniadi'ev SA, Zhiliakov AV, Korobova NIu. *Vnutripolostnaia UZI-kontroliruemaiia lazernaia obliterationatsiia kisty Beikera*. Ekaterinburg: Izdatel'stvo UGMU. 2016; 72. (in Russ.)
 13. Shulutko A.M. *Endoskopicheskaia torakal'naia khirurgiia*. M.: Meditsina. 2006; 211-241.
 14. Honda N. Percutaneous hot saline injection therapy for hepatic tumors: an alternative to percutaneous ethanol injection therapy. *Radiology*. 1994; 190: 1: 53-57.
 15. Quesada R. Impact of monopolar radiofrequency coagulation on intraoperative blood loss during liver resection: a prospective randomised controlled trial. *International Journal of Hyperthermia*. 2017; 33: 2: 135-141.

Информация об авторах

1. Чернядьев С.А. – д.м.н., проф., зав. кафедрой хирургических болезней Уральского государственного медицинского университета, e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru
2. Аретинский А.В. - врач радиолог - рентгенолог ООО “ПЭТ – Технологии”, e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru
3. Сивкова Н.И. - кандидат социологических наук, доцент кафедры социально-политических наук Уральского Федерального университета имени первого Президента России Б.Н. Ельцина, e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru
4. Жилияков А.В. – к.м.н., хирург-артролог Областного специализированного центра медицинской реабилитации, e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru
5. Коробова Н.Ю. – к.м.н., хирург-флеболог, ассистент кафедры хирургических болезней Уральского государственного медицинского университета, e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru
6. Горбатов В.И. - кандидат физико-математических наук, доцент кафедры физики Уральского государственного горного университета, e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru

Information about the Authors

1. S.A. Chernyadiev – M.D., Professor, head. the surgical diseases chair of the Ural state medical University, e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru
2. A.V. Aretinsky - doctor radiologist - a radiologist, LLC “PET – technology”, e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru
3. N.I. Sivkova - candidate of sociological Sciences, associate Professor of social and political Sciences Ural Federal University named after first President of Russia B. N. Yeltsin, e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru
4. A.V. Zhilyakov - Ph.D., surgeon-astrolog Regional specialized center of medical rehabilitation, e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru
5. N.Yu. Korobova – Ph.D., surgeon-phlebologist, assistant of the surgical diseases chair of the Ural state medical University, e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru
6. V.I. Gorbатов - candidate of physico-mathematical Sciences, associate Professor of physics Department of Ural state mining University, e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru

Цитировать:

Чернядьев С.А., Аретинский А.В., Сивкова Н.И., Жилияков А.В., Коробова Н.Ю., Горбатов В.И. Теоретические основы расчета энергетических параметров лазерного излучения для термотерапии кисты Бейкера. *Вестник экспериментальной и клинической хирургии* 2017; 10: 4: 304-309. DOI: 10.18499/2070-478X-2017-10-4-304-309.

To cite this article:

Chernyadiev S.A., Aretinsky A.V., Sivkova N.I., Zhilyakov A.V., Korobova N.Yu., Gorbатов V.I. Theoretical Bases of Calculation of Energy Parameters of Laser Radiation for Thermo-therapy of Baker's Cyst. *Journal of experimental and clinical surgery* 2017; 10: 4: 304-309. DOI: 10.18499/2070-478X-2017-10-4-304-309.