

**Чернядьев С.А.¹, Аретинский В.Б.², Сивкова Н.И.³, Жилияков А.В.⁴,
Коробова Н.Ю.¹, Горбатов В.И.⁵, Медведева С.Ю.⁶**

Моделирование *ex vivo* процесса термотерапии кисты Бейкера

¹ Государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России, 620000, г. Екатеринбург, Россия, ул. Репина, д. 3;

² ГАУЗ СО «Областной специализированный центр медицинской реабилитации «Озеро Чусовское», 620043, г. Екатеринбург, Россия, п. Чусовское Озеро, ул. Мира, д. 1;

³ Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина», 620002, г. Екатеринбург, Россия, ул. Мира, д. 19;

⁴ ООО «Новые технологии для амбулаторной медицины», 620057, Россия, г. Екатеринбург, ул. Краснофлотцев, д. 47-44;

⁵ Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Уральский государственный горный университет», 620144, г. Екатеринбург, Россия, ул. Куйбышева, д.30;

⁶ Федеральное государственное бюджетное учреждение науки «Институт иммунологии и физиологии» Уральского отделения Российской академии наук, 620049, г. Екатеринбург, Россия, ул. Первомайская, д. 106

Цель работы – определение *ex vivo* глубины и степени коагуляционных изменений в тканях кисты Бейкера, возникающих при равномерном изотермическом воздействии при различной длительности воздействия. **Методика.** Для проведения исследования был сконструирован экспериментальный термостол с возможностью контроля поддержания изотермического режима работы. Иссеченная во время операции капсула кисты Бейкера незамедлительно была разделена на несколько фрагментов. Один из образцов служил контролем, остальные фрагменты выдерживали на поверхности экспериментального термостолика (65—70 °С), в течение различных промежутков времени до 60 с. Все фрагменты, включая интактный, исследовали гистологически. **Результаты.** В интактном фрагменте кисты Бейкера обнаруживались признаки хронического воспаления, такие как полнокровие сосудов, мукоидное набухание и очаговая периваскулярная инфильтрация лимфоидными элементами. В образцах стенки, подвергнутых термическому воздействию продолжительностью до 30 с, обнаруживались структурные изменения на уровне синовиальной оболочки, в виде пикноза и лизиса ядер синовиоцитов. В фрагментах стенки кисты при нагревании в течение 60 с отмечался некроз синовиального слоя, а в подлежащих слоях – признаки отека, разрыхление и фрагментация коллагеновых волокон. Выраженность и глубина деструктивных изменений в стенке кисты Бейкера находились в прямой зависимости от периода непрерывного нагрева. **Заключение.** Определены закономерности изменений гистологического образца в зависимости от тепловой экспозиции. В период до 30 с теплового воздействия на ткани кисты Бейкера ведущими гистоморфологическими трансформациями являются признаки деструкции синовиального слоя. При увеличении периода нагрева до 60 с имеет место лишь частичное нарушение структуры коллагена в стенке кисты.

Ключевые слова: моделирование теплового воздействия; киста Бейкера; термодеструкция; гистоморфологические изменения.

Для цитирования: Чернядьев С.А., Аретинский В.Б., Сивкова Н.И., Жилияков А.В., Коробова Н.Ю., Горбатов В.И., Медведева С.Ю. Моделирование *ex vivo* процесса термотерапии кисты Бейкера. *Патологическая физиология и экспериментальная терапия.* 2019; 63(3): 134-140.

DOI: 10.25557/0031-2991.2019.03.134-140

Для корреспонденции: Жилияков Андрей Викторович, к.м.н., генеральный директор ООО «Новые технологии для амбулаторной медицины», г. Екатеринбург, e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru

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

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

Благодарность. Авторы выражают особую благодарность лаборанту Института иммунологии и физиологии УрО РАН Бриллиант С.А. за помощь в выполнении гистологической части исследования.

Поступила 13.08.2018

Chernyadev S.A.¹, Aretinsky V.B.², Sivkova N.I.³, Zhilyakov A.V.⁴, Korobova N.Yu.¹, Gorbатов V.I.⁵, Medvedeva S.Yu.⁶

Ex vivo modeling of thermotherapy in baker's cyst

¹Ural State Medical University,

Repina Str. 3, Ekaterinburg 620000;

²Regional Specialized Center for Medical Rehabilitation «Lake Chusovskoye»,

Mira Str. 1, Poselok Chusovskoye Ozero, Ekaterinburg 620043;

³The First President of Russia B.N. Yeltsin Ural Federal University,

Mira Str. 19, Ekaterinburg 620002;

⁴OOO New Technologies for Outpatient Medicine,

Krasnoflotsev Str. 47-44, Ekaterinburg 620057;

⁵Ural State Mining University,

Kuibysheva Str. 30, Ekaterinburg 620144;

⁶Institute of Immunology and Physiology, Ural Branch of the Russian Academy of Sciences,

Pervomayskaya Str. 106, Ekaterinburg 620049

Aim. To determine *ex vivo* the depth and degree of coagulation changes in tissues of Baker's cyst induced by a uniform isothermal exposure of different duration. **Methods.** An experimental thermo table was constructed for the study with an option to maintain the isothermal mode of operation. The capsule of Baker's cyst excised during the surgery was immediately divided into several fragments. One of the samples was used as control, the remaining samples were kept on the surface of the thermo table heated to 65-70°C for different time up to 60 seconds. All fragments were examined histologically. **Results.** The intact fragment of Baker's cyst showed signs of chronic inflammation, such as plethoric blood vessels, mucoid swelling, and focal perivascular infiltration with lymphoid elements. In samples of the wall exposed to heat for up to 30 seconds, similar structural changes were found at the level of synovial shell in the form of pyknosis and lysis of synoviocyte nuclei. Fragments of the cyst wall heated for 60 seconds showed necrosis of the synovial layer and underlying levels showed swelling, loosening and fragmentation of collagen fibers. Severity and depth of destructive changes in the Baker's cyst wall directly depended on duration of continuous heating. **Conclusion.** The study determined some regularities of changes in histological samples related to the thermal exposure. In thermal exposures of Baker's cyst tissue lasting for up to 30 seconds, the major histological transformation included signs of destruction in the synovial layer. When the heating duration was increased to 60 seconds, only a partial disorder of collagen structure was observed in the cyst wall.

Keywords: modeling, thermal impact, Baker's cyst; thermal destruction, histomorphological changes.

For citation: Chernyadev S.A., Aretinsky V.B., Sivkova N.I., Zhilyakov A.V., Korobova N.Yu., Gorbатов V.I., Medvedeva S.Yu. *Ex vivo* modeling of thermotherapy of Baker's cysts. *Patologicheskaya Fiziologiya i Eksperimental'naya terapiya. (Pathological Physiology and Experimental Therapy, Russian Journal)*. 2019; 63(3): 134-140. (in Russian).

DOI: 10.25557/0031-2991.2019.03.134-140

For correspondence: Zhilyakov Andrey Viktorovich, kandidat medicinsky nauk, CEO LLC «New Technologies for Out-patient Medicine», Ekaterinburg, e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru

Funding information. The results are part of the R & D financed from the «Start» program grant, issued by the Federal State Budget Institution «The Foundation for Assistance to the Development of Small Forms of Enterprises in the Scientific and Technical Sphere» (the Innovation Promotion Foundation).

Conflict of interest. The authors declare that this work, its theme, subject and content do not affect competing interests. The materials of the article have not been published anywhere before.

Acknowledgments. The authors are especially grateful to the laboratory assistant of the Institute of Immunology and Physiology of the Ural Branch of the Russian Academy of Sciences Brilliant S.A. for assistance in performing the histological part of the study.

Information about authors:

Chernyadev S.A., <https://orcid.org/0000-0003-4207-1862>

Aretinsky V.B., <https://orcid.org/0000-0002-6063-5206>.

Sivkova N.I., <http://orcid.org/0000-0002-6331-0124>

Zhilyakov A.V., <https://orcid.org/0000-0003-1261-3712>

Korobova N.Yu., <https://orcid.org/0000-0002-8523-912X>

Gorbатов V.I., <http://orcid.org/0000-0001-8066-0217>

Medvedeva S.Yu., <https://orcid.org/0000-0002-1410-0139>

Received 13.08.2018

Методика разрушения патологических тканей за счет локального нагрева до температуры коагуляции белка была предложена более 50 лет назад, однако малоинвазивные устройства, пригодные для этих целей,

появились относительно недавно. Высокоинтенсивное лазерное излучение, передаваемое по тонкому световоду, изначально использовалось для деструкции злокачественных новообразований и метастазов без

внутреннего жидкостного содержимого. Высокая температура, создаваемая в области введения торца оптоволоконного носителя, инициировала процесс коагуляции и абляции ткани новообразования. Закономерности распределения зоны абляции и некроза неоднократно доказаны на основе математического моделирования и гистоморфологических экспериментов.

В тоже время, для полостных доброкачественных новообразований лазерная интервенционная термотерапия начала применяться относительно недавно. Основной проблемой для распространения этого метода лечения является тот факт, что биологические ткани кисты представляют собой многокомпонентные материалы, в состав которых в основном входят не только коллаген и вода, но также жир, гемоглобин, иногда включения минералов. Эти составляющие обладают собственными коэффициентами поглощения, теплопроводности и теплоемкости, от соотношения и размеров материала которых зависят процессы поглощения излучения и нагрева [1]. Второй проблемой является значительная площадь внутренней поверхности кисты, а также различная толщина ее стенки. Это затрудняет точность расчета концентрации световой энергии на единицу площади и длительность воздействия лазера для достижения желаемого клинического эффекта. Также рядом авторов было установлено, что при воздействии в течение 5 с лазерным излучением длиной волны 1,47 мкм при 5 Вт ширина кратера составляет не более 1,5 мм, а ширина боковой зоны коагуляции не более 0,5 мм [2]. Принимая во внимание, что при математическом моделировании киста Бейкера ближе к эллипсоиду, в среднем площадь его внутренней поверхности у наиболее клинически часто встречающихся образцов [3], равна приблизительно 29 см². Простое соотношение данных результатов приводит к выводу о чрезвычайной длительности процедуры дискретного лазерного облучения всей внутренней поверхности кисты для достижения полноценной коагуляции всей толщины стенки.

Ряд авторов решили эту проблему одномоментной теплоотдачи на все части стенки, нагревая частично сохраненное содержимое кисты, обладающего высокой теплоемкостью и равномерностью распределения тепла за счет конвекции [3, 4]. Эффект, опосредованный термовоздействием жидкости, нагретой поглощенным потоком фотонов, имеет важное преимущество в связи с отсутствием непосредственного воздействия излучения на ткань. Поскольку воздействие лазером приводит к изменению биологических свойств ткани, увеличивается резистивность к лизосомальным гидролазам, уменьшается количество тромбоцитарных факторов роста, что в свою очередь затягивает процесс

заживления раны [5]. Поскольку доказано, что ИК лазерный нагрев соединительных тканей, содержащих коллаген, аналогичен обычному термическому воздействию [6], мы предположили, что нагревание излучением «водопоглощающего» спектра теплоносителя внутри кисты приведет к схожему клинико-морфологическому эффекту.

Однако несмотря на достигнутые успехи, метода термокоагуляции при лечении ряда новообразований и патологически измененных тканей данная манипуляция не может гарантировать их полную деструкцию. В связи с этим постоянно предпринимаются попытки усилить разрушающее действие физического агента, при параллельном повышении управляемости процессом. В доступной литературе мы не обнаружили сведений о морфологических изменениях, послойно возникающих в тканях кисты Бейкера, в зависимости от времени экспозиции теплового воздействия при их равномерном прогревании.

Цель работы – *ex vivo* определить глубину и степень коагуляционных изменений в тканях кисты Бейкера, возникающих при равномерном изотермическом воздействии при различной длительности воздействия.

Методика

Исследование выполнено в соответствии с этическими нормами Хельсинкской декларации Всемирной медицинской ассоциации (1964, 2004) и письменного добровольного информированного согласия всех пациентов.

Для моделирования процесса равномерного нагревания стенки кисты внутриполостной жидкостью был создан экспериментальный термостенд. Тепловыделяющий элемент состоит из двух алюминиевых пластин толщиной 4 мм, соединенных винтами. На нижнюю пластину наклеен нагреватель из константановой проволоки (толщина 0,3 мм) в шелковой изоляции. На нагреватель подается напряжение в 30 В от источника питания мощностью 15 Вт через широтно-импульсную модуляцию регулятора мощности, с помощью которого устанавливается температура тепловыделяющей поверхности.

В верхней пластине сделаны две выемки для измерительной и контрольной термопары. Измерительная медь–константановая (тип Т) термопара для увеличения чувствительности включает 3 последовательно соединенных термопары. Холодный спай термопары помещен в сосуд Дьюара, заполненного смесью льда и воды. Измерения электродвижущей силы (ЭДС) проводятся с помощью мультиметра. Образцовая термопара типа К подключается к прецизионному измерителю температуры Escort 20. С помощью этого изме-

рителя производится калибровка измерительной термопары. Для этого с помощью регулятора мощности устанавливается определенная температура и измеряется ЭДС термопары. Таким образом, устанавливается соответствие между ЭДС и температурой. Результат калибровки представлен в виде таблицы соответствия (табл. 1). Дальнейшие измерения производятся с помощью мультиметра.

Для целей эксперимента температура тепловыделяющего элемента задана в пределах 70 °С, поскольку с данного уровня начинается заметное обезвоживание биологических тканей и практически мгновенная необратимая коагуляция коллагена. Для эксперимента был выбран изотермический режим, для обеспечения которого выполнялась коррекция напряжения тока регулятором мощности по показаниям мультиметра (рис. 1). В целях безопасности поверхность термостолика перед экспериментом смазывалась силиконовым маслом, поскольку оно представляет собой отличный электрический изолятор и не является легко воспламеняющимся веществом. А такие его характеристики, как температура стабильности и хорошая теплопередача (теплопроводность приблизительно в 3,8 раза ниже, чем у воды), делают незаменимыми для эффекта «теплой бани» за счет пленки, образовавшейся на рабочей плите установки. Это обеспечивало равномерный тепловой поток по всей площади гистологического образца и отсутствие эффекта «пригорания» (рис. 2).

Фрагмент для гистологического изучения был взят непосредственно после операции иссечения кисты. Общая масса удаленной кисты составила 5 г (рис. 3). На миллиметровой бумаге, путем обводки, фиксировали общую площадь кисты, после чего материал был разделен на 6 равных по размеру и массе фрагментов

толщиной, примерно 1,5 мм. Также путем обводки на миллиметровой бумаге определена площадь каждого фрагмента.

Один фрагмент (№ 1) был сразу помещен с 10%-ным раствором формалина для последующего гистологического исследования. Остальные 5 фрагментов кисты поочередно размещались на экспериментальном термостолике. При этом образец ориентировали синовиальным (внутренним) слоем вниз и для полного контакта с поверхностью столика с помощью пинцета выравнивали участки соприкосновения по плоскости. После заданного времени фрагмент немедленно удаляли с теплонесущей поверхности и помещали в предварительно маркированный флакон с 10%-ным раствором формалина.

Фрагменты стенки кисты Бейкера под номерами 2, 3, 4, 5 и 6 подвергали термическому воздействию 10, 20, 30, 40 и 60 с соответственно. При помощи пирометра Condrol IR-T1 (Китай) измеряли поверхностную температуру наружной поверхности образцов до нача-

Таблица 1
Соответствие показаний вольтметра (V) температуре в градусах Цельсия (T°C).

E (V)	T°C	E (V)	T°C
2	18	6,4	51
2,4	21	7	55
3	25	7,4	58
3,4	28	7,6	60
4	33	8	63
4,4	36	8,4	66
5	40	9	70
5,4	43	9,4	73
6	48	10	77

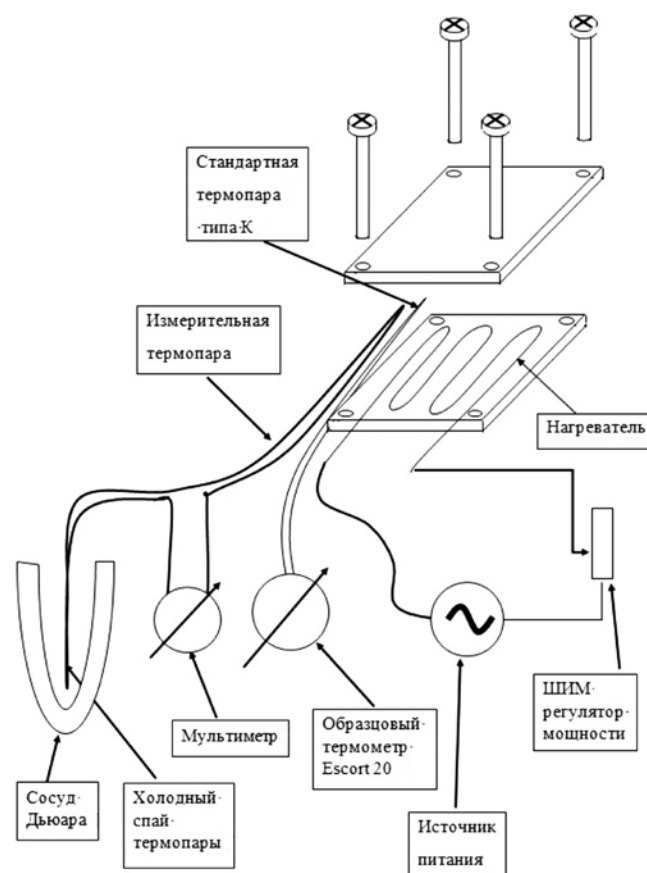


Рис. 1. Принципиальная схема сборки термостолика для эксперимента.

ла эксперимента и перед удалением ткани с нагревательного прибора после запланированного времени воздействия. Результаты метрических и физических измерений приведены в **табл. 2**.

По данным **табл. 2**, можно сделать заключение, что процесс термокоагуляции белковых молекул в определенный период идет с поглощением (при температуре 59 °С) скрытой теплоты, связанной с перестройкой коллагена. Это в дальнейшем было подтверждено гистологически.

Из каждого биоптата готовили по 3–4 среза толщиной 5–7 мкм, окрашивали гематоксилином и эозином [7]. Для гистологической идентификации соединительной ткани использовали окраску препаратов по Ван Гизону [8]. После окрашивания микропрепараты исследовали в микроскопе LeicaDM 2500 с возможностью вывода изображения на монитор компьютера.

Результаты и обсуждение

При увеличении 1×100 в интактном фрагменте (№ 1) стенки кисты в синовиальной оболочке сохранялись признаки очаговой пролиферации. В подлежащей рыхлой соединительной ткани интактного фрагмента кисты Бейкера обнаруживалось полнокровие микроциркуляторного русла и очаговая периваскулярная инфильтрация лимфоидными элементами. В плотном слое зрелых коллагеновых волокон отмечались фокусы фрагментации волокнистых структур и участки мукоидного набухания.

В образцах стенки, подвергнутых термическому воздействию в течение 10 и 20 с, обнаруживались похожие структурные изменения (на уровне синовиальной оболочки) в виде пикноза и лизиса ядер синовиоцитов с развитием интерстициального отека в подлежащих структурах. В фрагментах стенки кисты с

Таблица 2

Результаты экспериментальных измерений фрагментов стенки кисты Бейкера.

Номер образца	Масса (г)	Площадь (см ²)	Толщина (мм)	t °С до начала эксперимента	t нагрева (с)	t °С поверхности образца после нагрева
1 контроль	0,7	2,9	1,5	24	-	-
2	0,9	4,6	1,5	24	10	54
3	1	6,57	1,5	24	20	58
4	0,9	4,21	1,5	24	30	59
5	0,8	3,93	1,5	24	40	59
6	0,7	3,17	1,5	24	60	59



Рис. 2. Экспериментальная установка в собранном виде.



Рис. 3. Макропрепарат иссеченной кисты Бейкера.

экспозицией термического воздействия 30, 40 и 60 с структурные трансформации были более выражены.

Отмечался очаговый некроз синовиального слоя в виде диффузной деструкции синовиоцитов. В подлежащих слоях развивался отек и разрыхление с фрагментацией коллагеновых волокон. Выраженность и глубина деструктивных изменений стенки кисты Бейкера находились в прямой зависимости от времени непрерывного нагрева. Но и в этих случаях деструктивные изменения не распространялись глубже поверхностных слоев кисты.

Термическая модификация патологически измененных соединительных тканей для стимуляции процессов лизиса и фиброза давно используется в медицине [9]. Однако, внедрение подобных процедур в клиническую практику зачастую опережает ее научное обоснование, и выбранные режимы и способы локального нагрева тканей оказываются подобранными эмпирически. Это значительно снижает эффективность процедуры и увеличивает риски нежелательных явлений или даже ятрогений. Параметры гипертермии должны не только обеспечивать достижение целевого эффекта — денатурации основного структурного белка соединительной ткани — коллагена [10], но и минимизировать побочные эффекты, связанные с перегревом интактных перифокальных тканей.

На сегодняшний день наиболее изученным и динамически развивающимся направлением в амбулаторном хирургическом лечении с применением лазерного нагрева тканей является эндовенозная термооблитерация [4]. Конечной целью воздействия является гибель эндотелиального слоя и денатурация белковых компонентов стенки сосуда, нарушением структуры с последующим рубцеванием. Принимая во внимание, что внутренняя поверхность кисты Бейкера выстлана синовиоцитами и тоже имеет стенку из коллагеновой соединительной ткани [11] вполне законно предположить, что при эндокистозном воздействии лазера будет отмечаться такой же эффект, как и при лечении варикозно измененных вен нижних конечностей. Анализ доступной литературы продемонстрировал, что большинство работ, посвященных лазер-индуцированной внутритканевой термотерапии, исследуют лишь прямое воздействие лазерного излучения на ткани [5, 12, 13]. Общеизвестно, что необратимая денатурация коллагена начинается при его нагреве до 70 °С, что запускает каскад изменений [7], в виде лизиса соединительнотканых структур, в дальнейшем приводящих к фиброзу ткани.

Учитывая значительный размер кисты и толщину ее стенки, а также то, что в длительно существующем новообразовании имеется расширенная сосудистая сеть [14], контактное лазерное воздействие представляется малоэффективным. За прототип исследования

мы приняли труды авторов, в которых термическое воздействие на ткань образования реализовывалось, опосредовано, через теплоотдачу внутренней жидкостью, поглощающей световую энергию лазерного излучения. Рядом авторов этот механизм признается основным [4], в этом случае тепло распределяется равномерно и нагрев ткани происходит изнутри образования.

Безусловно, наш эксперимент обладает некоторой условностью. В частности, при выборе продолжительности процедуры не учитывается теплоотдача ткани кисты Бейкера в естественных условиях, вызванная региональным кровотоком. Но, на этом этапе нашей целью не являлся расчет необходимого времени воздействия для практических рекомендаций. Мы хотели получить первые эмпирические данные о зависимости гистоморфологических изменений от длительности теплового воздействия.

Таким образом, степень повреждения синовиальной оболочки, находится в прямой зависимости от длительности нагрева ткани. Предложенный нами термостенд позволяет проводить эксперименты с разными видами тканей и последующим изучением гистоморфологических изменений, вызванных действием повышенных температур.

Информация о вкладе каждого автора:

Чернядьев С.А., Аретинский А.В. — концепция и дизайн исследования;

Жиликов 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.

Медведева С.Ю. — гистоморфологический анализ.

Литература

1. Тучин В.В. Основы взаимодействия низкоинтенсивного лазерного излучения с биотканями: дозиметрический и диагностический аспекты. *Известия Академии наук, серия физическая*. 1995; 59(6): 120-43.
2. Шумилова Н.А., Федотова Ю.С., Рябова М.А. Сравнение биологических эффектов контактного действия полупроводниковых лазеров с длиной волны 1470 и 810 нм в эксперименте. *Современные технологии в медицине*. 2014; 6(4): 62-7.
3. Чернядьев С. А., Жиликов А. В., Коробова Н. Ю. *Внутриполостная УЗИ-контролируемая лазерная облитерация кисты Бейкера*. Екатеринбург; УГМУ: 2016.
4. Чудновский В.М., Юсупов В.И., Дыдыкин А.В., Невожай В.И., Кисилёв А.Ю., Жуков С.А., Баграташвили В.Н. Лазероиндуцированное кипение биологических жидкостей в медицинских технологиях. *Квантовая электроника*. 2017; 47(4): 361-70.
5. Неворотин А.И. *Введение в лазерную хирургию: Учебное пособие*. СПб; СпецЛит: 2000.

6. Баграташвили В.Н., Баграташвили Н.В., Игнатъева Н.Ю., Лунин В.В., Гроховская Т.Е., Аверкиев С.В., Шах, Г.Ш. Структурные изменения в соединительных тканях при умеренном лазерном нагреве. *Квантовая электроника*. 2002; 32(10): 913-6.
7. Автандилов Г.Г. *Медицинская морфометрия: Руководство для врачей*. М.; 1990.
8. Ромейс Б. *Микроскопическая техника*. М.; Издательство иностранной литературы, 1954.
9. Баграташвили В.Н., Соболя Э.Н., Шехтер А.Б. *Лазерная инженерия хрящей*. М.; ФИЗМАТЛИТ, 2006.
10. Игнатъева Н.Ю. Захаркина О.Л., Лунин В.В., Сергеева Е.А., Мазайшвили К.В., Максимов С.В. Влияние иммобилизации венозной стенки на термическую деградацию коллагена. *Журнал физической химии*. 2013; 87(11): 1969.
11. Trăistaru R., Popescu R., Gruia C., Rogoveanu O. A complex assessment of patients with knee osteoarthritis and Baker's cyst: observational study. *Rom J Morphol Embryol*. 2013; 54(3): 593-601.
12. Arnoczky S.P., Aksan A. Thermal modification of connective tissues: basic science considerations and clinical implications. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2000; 8(5): 305-13.
13. Colin P., Nevoux P., Marqa M., Auger F. Focal laser interstitial thermotherapy (LITT) at 980 nm for prostate cancer: treatment feasibility in Dunning R3327-AT2 rat prostate tumour. *BJU international*. 2012; 109(3): 452-8.
14. Schoellnast H., Monette S., Ezell P.C., Keene A. Interstitial laser-induced thermotherapy of the lung: evaluation of the influence of ablation continuity on ablation size in a swine model. *Cancer Imaging*. 2013; 13(1): 8.
3. Chernyad'ev S.A., Zhilyakov A.V., Korobova N.Yu. *Intracavitary ultrasound-controlled laser obliteration of Baker's cyst [Vnutripolostnaja UZI-kontroliruemaja lazernaja obliteracija kisty Bejkera]*. Ekaterinburg; UGMU: 2016. (in Russian)
4. Chudnovskij V.M., Jusupov V.I., Dydykin A.V., Nevozhaj V.I., Kisil'ov A.Ju., Zhukov S.A., Bagratashvili V.N. Laser-induced boiling of biological fluids in medical technology. *Kvantovaja jelektronika*. 2017; 47(4): 361-370. (in Russian)
5. Nevorotin A.I. *Introduction to laser surgery: study guide. [Vvedenie v lazernuju hirurgiju: Uchebnoe posobie]*. SPb; SpecLit: 2000. (in Russian)
6. Bagratashvili V.N., Bagratashvili N.V., Ignat'eva N.Ju., Lunin V.V., Grohovskaja T.E., Averk'iev S.V., Shah, G.Sh. Structural changes in connective tissues with moderate laser heating. *Kvantovaja jelektronika*. 2002; 32(10): 913-916. (in Russian)
7. Avtandilov G.G. *Medical morphometry: a guide for physicians [Meditsinskaya morfometriya: Rukovodstvo dlya vrachej]*. Moscow; 1990. (in Russian)
8. Romeys B. *Microscopic technique. [Mikroskopicheskaya tehnika]*. Moskva; Izdatel'stvo inostrannoy literatury: 1954. (in Russian)
9. Bagratashvili V.N., Sobolya Ye.N., Shehter A.B. *Laser Engineering Cartilage. [Lazernaya inzheneriya hryashhey]*. Moscow; FIZMATLIT, 2006. (in Russian)
10. Ignat'eva N.Yu. Zaharkina O.L., Lunin V.V., Sergeeva E.A., Mazyshvili K.V., Maksimov S.V. Effect of immobilization of the venous wall on the thermal degradation of collagen. *Zhurnal fizicheskoy khimii*. 2013; 87(11): 1969. (in Russian)
11. Trăistaru R., Popescu R., Gruia C., Rogoveanu O. A complex assessment of patients with knee osteoarthritis and Baker's cyst: observational study. *Rom J Morphol Embryol*. 2013; 54(3): 593-601.
12. Arnoczky S.P., Aksan A. Thermal modification of connective tissues: basic science considerations and clinical implications. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2000; 8(5): 305-13.
13. Colin P., Nevoux P., Marqa M., Auger F. Focal laser interstitial thermotherapy (LITT) at 980 nm for prostate cancer: treatment feasibility in Dunning R3327-AT2 rat prostate tumour. *BJU international*. 2012; 109(3): 452-8.
14. Schoellnast H., Monette S., Ezell P.C., Keene A. Interstitial laser-induced thermotherapy of the lung: evaluation of the influence of ablation continuity on ablation size in a swine model. *Cancer Imaging*. 2013; 13(1): 8.

References

1. Tuchin V.V. Fundamentals of the interaction of low-intensity laser radiation with biological tissues: dosimetric and diagnostic aspects. *Izvestiya Akademii nauk, seriya fizicheskaya*. 1995; 59(6): 120-43. (in Russian)
2. Shumilova N.A., Fedotova Ju.S., Rjabova M.A. Comparison of biological effects of contact action of semiconductor lasers with a wavelength of 1470 and 810 nm in the experiment. *Sovremennye tehnologii v medicine*. 2014; 6(4): 62-7. (in Russian)

Сведения об авторах:

Чернядьев Сергей Александрович, доктор мед. наук, проф., зав. каф. хирургических болезней ГБОУ ВПО «Уральский государственный медицинский университет»;

Аретинский Виталий Борисович, гл. врач, засл. работник здравоохранения РФ, проф. УГМА, доктор мед. наук, ГАУЗ СО «Областной специализированный центр медицинской реабилитации «Озеро Чусовское»;

Сивкова Надежда Ивановна, канд. социол. наук, доцент каф. социально-политических наук, ФГАОУ ВПО «УрФУ им. первого Президента России Б.Н. Ельцина»;

Коробова Наталья Юрьевна, канд. мед. наук, хирург-флеболог, ассистент каф. хирургических болезней ГБОУ ВПО «Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России;

Жиляков Андрей Викторович, канд. мед. наук, хирург-артролог, Генеральный директор ООО «Новые технологии для амбулаторной медицины» (ООО «НОТАМЕД»);

Медведева Светлана Юрьевна, канд. мед. наук, вед. науч. сотр. лаб. морфологии и биохимии ФГБУН Институт иммунологии и физиологии Уральского отделения РАН;

Горбатов Владимир Иванович, канд. физ.-мат. наук, доцент каф. физики, ФГБОУ ВО «Уральский государственный горный университет».