

На правах рукописи

ЖИЛЯКОВ

Андрей Викторович

**МЕТОД ПРОГРАММИРУЕМОЙ
ЛАЗЕР-ИНДУЦИРОВАННОЙ ТЕРМОКОАГУЛЯЦИИ БОЛЬШИХ
МНОГОКАМЕРНЫХ КИСТ БЕЙКЕРА
(ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-КЛИНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)**

3.1.9. Хирургия

3.1.8. Травматология и ортопедия

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени

доктора медицинских наук

Екатеринбург–2021

Работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования «Уральский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации

Научный консультант

Доктор медицинских наук, профессор

Чернядьев Сергей Александрович

Официальные оппоненты:

Мазайшвили Константин Витальевич — доктор медицинских наук, профессор, кафедра хирургических болезней, бюджетное учреждение высшего образования Ханты-Мансийского автономного округа – Югры «Сургутский государственный университет»;

Ревель-Муроз Жан Александрович — доктор медицинских наук, директор государственного бюджетного учреждения здравоохранения «Многопрофильный центр лазерной медицины»;

Иванников Сергей Викторович — доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры травматологии, ортопедии и хирургии катастроф Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации.

Ведущая организация

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И. Пирогова» Министерства здравоохранения Российской Федерации.

Защита диссертации состоится «___» _____ 2022 г. в «___» часов на заседании совета по защите диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук, на соискание ученой степени доктора наук 21.2.074.01, созданного на базе федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Уральский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации по адресу: 620028, г. Екатеринбург, ул. Репина, д. 3.

С диссертацией и авторефератом можно ознакомиться в библиотеке имени В.Н. Климова ФГБОУ ВО УГМУ Минздрава России по адресу: 620028, г. Екатеринбург, ул. Ключевская, д. 17, на сайте университета www.usma.ru, а также на сайте ВАК Минобрнауки России: vak.minobrnauki.gov.ru.

Автореферат разослан «___» _____ 2022 года.

Ученый секретарь

диссертационного совета

доктор медицинских наук, профессор

Руднов

Владимир Александрович

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность проблемы

Киста Бейкера представляет собой полостное синовиальное образование, ограниченное от окружающих тканей фиброзной стенкой. Большинство авторов признается, что ее стенки образуются из тканей икроножно-полуперепончатой бурсы (S.N. Shikhare et al., 2018; N.A. Telischak, J.S. Wu, R.L. Eisenberg, 2014; В.Ш. Вагапова, Ю.В. Костина, Л.Г. Нурбулатова, 2012), которая часто сообщается с полостью коленного сустава через соустье в суставной капсуле кзади от медиального мыщелка бедренной кости.

Киста Бейкера на ранних стадиях развития чаще обнаруживается как диагностическая находка при доплерографии вен нижних конечностей в 11,7–42,3 % случаев (Н.Ю. Коробова, 2015; О.А. Тарабрин, 2013; В.В. Mermerci et al., 2011; L.Di Sante et al., 2012). Согласно данным многочисленных исследований, встречаемость подколенной кисты у пациентов среднего возраста без внутренних повреждений сустава составляет от 7 % до 15 % (В. В. Mermerci et al., 2011), с внутрисуставной патологией — 20–23 % (S. Artul et al., 2015), а у больных с остеоартрозом различной этиологии — в диапазоне от 5 % до 38 % (J.H. Han et al., 2019; K. Bevers et al., 2014; D. Chatzopoulos et al., 2008).

Многие ученые придерживаются точки зрения, что длительное течение заболевания приводит к увеличению объема кисты, утолщению ее стенки и формированию многокамерности (Т.Т. Frush, F.R. Noyes, 2015; J. Billières, P. Lascombes, R. Peter, 2014). Данная точка зрения подтверждается работами, основанными на результатах МРТ и УЗИ коленного сустава у пациентов с разной продолжительностью заболевания (И.М. Данилова, 2000; N. Neto, P. Nunnes, 2016).

Большие подколенные кисты могут создавать помехи нормальному диапазону движений в виде ограничения полного сгибания и разгибания (J.C. Acebes, 2006). Наиболее частым осложнением большой многокамерной кисты Бейкера считается разрыв образования с истечением содержимого в межтканевое пространство (P.M. Guyver, 2014) или сдавление соседних анатомических структур при резком ее увеличении в объеме без повреждения капсулы (M.H. Abdelrahman, 2012; S. Tejero, 2018), вплоть до региональной нейропатии (J.E. Sanchez, 2011; S.H. Moon, 2013). Рядом авторов описаны клинические случаи не только бактериального, но и грибкового инфицирования содержимого кисты (C.De Mesa, 2012; B.R. K.Y. Wu, 2015; Palraj, 2017; S. Chen, 2019).

На сегодняшний день разработано множество вариантов консервативного и оперативного лечения больных с большими многокамерными подколенными кистами.

В частности, широко применяются такие консервативные способы, как контролируемые и неконтролируемые пункции кисты с последующей инъекцией в ее полость кортикостероидов (J.C. Acebes, 2006; M. Köroglu, 2012, M. K. Smith, 2015), этанола (K. Fukumoto, 1994) и прочих склерозирующих веществ (Y. Shigeno, 1995; T. Zhang, 2007; C.J. Centeno, 2008; F. Linetsky, 2008). Хотя эти статьи сообщают о положительных результатах, достигнутых с помощью этих методов, но наблюдений описано мало, выборки в них незначительные, а период наблюдения непродолжительный. В общем рецидивы при консервативном лечении кист достигают 30 - 51,5%% (В.Д. Макушин, 2004; А.И. Mukhomor, 2019).

Среди оперативных методик наиболее распространено открытое иссечение кисты Бейкера, но оно приводит к частым рецидивам (J.H. Cho, 2012) и ассоциируется с гораздо бóльшей травматичностью и возможными осложнениями из-за необходимости широкого доступа в подколенной области (С.П. Миронов, А.К. Орлецкий, К.А. Николаев, 2005; J.C. Nughston, C.L. Baker, W. Mello, 1991).

С целью минимизации операционной травмы в настоящее время для лечения больных с кистами Бейкера стали гораздо чаще применяться малоинвазивные эндоскопические вмешательства. Большинство исследователей считают, что при артроскопическом лечении внутренних поражений сустава тотальная кистэктомия должна быть обязательным этапом (J.H. Ahn, 2010; J.H. Cho, 2012; X. Zhou, 2016), хотя другие ограничиваются лишь расширением соустья (V. Sansone, 1999; S. Rupp, 2002; А.К. Дулаев, 2014).

В то же время многие авторы придерживаются мнения, что подколенные кисты можно устранить только при полном закрытии их сообщения с суставом (V. Calvisi, 2007; J.H. Han, 2019). На этом же принципе основана малоинвазивная лазерная облитерация кист Бейкера (Н.Ю. Коробова, 2015), суть которой заключается в коагуляции ее соустья и прилегающих стенок лазерным излучением. Однако данный метод имеет свои ограничения - полноценная облитерация возможна только однокамерных и небольших по объему (до 10 см³) кист Бейкера. При этом полная эвакуация экссудата исключает возможность равномерного прогревания стенки большой многокамерной кисты без ее дополнительных пункций (И.В. Крочек и др., 2018).

Необходимость нагрева всей поверхности полостного новообразования и поддержания достаточной температуры для инициирования необратимой коагуляции доказана в работах отечественных ученых (О.А. Бурьянов, Ю.В. Клапчук, О.Л. Бородай, 2017). Для достижения этого эффекта В.И. Невожай (2009) предложил удалять экссудат кист молочных желез неполностью, а его оставшуюся часть нагревать лазерным излучением, подаваемому по тонкому световоду через пункционную иглу.

Внутрикистозная жидкость в данном случае является теплоносителем, обеспечивающим распределение тепла за счет конвекции по всей внутренней поверхности даже сложного по форме полостного образования. Недостатками данного способа являются многократные инъекции для местной анестезии подколенной кисты, а также использование в качестве теплоносителя жидкости с неизвестными оптическими и теплофизическими свойствами, что затрудняет моделирование распределения тепла от нее в ткани образования (К.В. Мазайшвили, 2012).

При гипертермии во всех биологических тканях происходят денатурационные процессы, выраженность которых коррелирует с уровнем температуры и времени ее воздействия (К.В. Широков, 2017). Также доказана прямая зависимость глубины термокоагуляции от теплофизических особенностей нагреваемого органа и окружающих его тканей (О.В. Праздникова, 2014; S. Phatak et al., 2017). Опубликовано большое количество работ, отражающих гистоморфологию термических повреждений тканей, возникающих при лазерном нагреве (J.G. Journee-de Korver et al., 1997; К.М. Жилин, 2013; К. Somogyvári, 2017), однако подобных исследований относительно стенки кисты Бейкера и окружающих ее тканей нами не обнаружено. Также до сих пор не определены температуры, при которых происходит тепловая дегградация тканей, составляющих и окружающих кисту Бейкера.

Все это затрудняет адекватное математическое моделирование формирования тепловых полей в стенке кисты Бейкера и окружающих ее тканей и, как следствие, предоперационный расчет эффективных и безопасных параметров лазерного излучения.

Нам представляется перспективным внедрение в клиническую практику метода, основанного на равномерном нагреве всей площади внутренней поверхности стенки кисты. А внедрение в данный метод программного сопровождения процедуры и специального инструментария, позволяющего выполнять лазер-индуцированную

термокоагуляцию больших многокамерных кист, является актуальной и перспективной задачей.

Цель исследования

Обосновать, разработать, внедрить в клиническую практику метод программируемой лазер-индуцированной термокоагуляции больших многокамерных кист Бейкера.

Задачи исследования

1. Изучить особенности гистоморфологического строения стенки кисты Бейкера с использованием светооптической и электронной микроскопии.
2. Исследовать удельную теплоемкость стенки кисты Бейкера и окружающей ее жировой клетчатки, определить температуру их необратимой коагуляции.
3. Выявить особенности процесса формирования необратимой коагуляции стенки кисты Бейкера в эксперименте.
4. Создать математическую модель распределения тепловых полей в стенке кисты Бейкера и окружающей жировой ткани.
5. Предложить и изготовить новый инструмент для выполнения лазер-индуцированной термокоагуляции больших многокамерных кист Бейкера.
6. Внедрить в клиническую практику разработанный метод лазер-индуцированной термокоагуляции больших многокамерных кист Бейкера.

Научная новизна исследования

1. Впервые проведен гистоморфологический анализ стенки кисты Бейкера с применением электронной микроскопии, получены новые данные об ее ультраструктурном строении.
2. Впервые изучены теплофизические характеристики стенки кисты Бейкера и окружающей ее жировой ткани.
3. Впервые экспериментальным путем получены данные о зависимости термического повреждения стенки кисты Бейкера от длительности теплового воздействия.
4. Впервые предложен метод предоперационного определения коэффициента теплоотдачи для математического моделирования распределения тепла от теплоносителя.

5. Разработана математическая модель прогнозирования распределения тепловых полей в тканях стенки кисты Бейкера при лазер-индуцированной термокоагуляции.

6. Создано программное обеспечение для автоматизации расчета эффективных и безопасных параметров лазер-индуцированной термокоагуляции (Свидетельство № 2019615782).

7. Разработано новое медицинское изделие (Патенты № 162236, № 176655) и внедрено в производство в РФ (№ РЗН 2016/4679) — двухканальная пункционная игла.

8. Предложен и апробирован новый метод лазер-индуцированной термокоагуляции кисты Бейкера (Патент № 2652750).

Теоретическая и практическая ценность работы

Доказано, что гипертермия приводит к необратимой коагуляции синовиального и фиброзного слоев кисты.

Обоснованы и конкретизированы энергетические и временные параметры лазерного излучения для эффективной и безопасной термокоагуляции кисты Бейкера.

Созданная двухканальная пункционная игла уменьшает травматичность вмешательства и позволяет использовать лазер-индуцированную термокоагуляцию для лечения больных с многокамерными кистами.

Показано, что лазер-индуцированная термокоагуляция кисты Бейкера с применением двухканальной пункционной иглы является выполнимой в лечебных учреждениях любого уровня.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Особенности гистоморфологического строения и теплофизических свойств стенки кисты Бейкера и окружающей ее жировой ткани обосновывают возможность лазер-индуцированной термокоагуляции.

2. Математическая модель, разработанная с учетом гистологических и теплофизических особенностей стенки кисты Бейкера и окружающей ее жировой ткани, позволяет рассчитать эффективные и безопасные параметры лазер-индуцированной термокоагуляции.

3. Предлагаемый метод лазер-индуцированной термокоагуляции больших многокамерных кист Бейкера с применением разработанной двухканальной пункционной иглой эффективен, малотравматичен и безопасен.

Реализация работы и ее апробация

Основные положения исследования доложены и обсуждены на Межвузовской ежегодной заочной научно-практической конференции с международным участием «Актуальные вопросы современной медицины» (г. Екатеринбург, 2014 г.); XIX Российском национальном конгрессе «Человек и его здоровье» (г. Санкт-Петербург, 23–24 октября 2014 г.); Научно-практической конференции с международным участием «Лазерные технологии в медицине: настоящее и будущее» (г. Москва, 4–5 декабря 2014 г.); Научно-практической конференции с международным участием «Осложнения в ортопедии и травматологии. Клинические и экспериментальные аспекты» (г. Курган, 14-15 июня 2019 г.); Всероссийском конгрессе с международным участием «Дни ревматологии в Санкт-Петербурге – 2019 (г. С-Петербург, 23-24 сентября 2019 г.); Научно-практической конференции ФГБУ «ГНЦ ЛМ им. О.К. Скобелкина ФМБА России» с международным участием «Лазеры в медицине» (г. Москва, 25 октября 2019 г.); Научно-практической конференции «Лазерные технологии в хирургии» (г. Екатеринбург, 12 декабря 2019 г.).

Личный вклад автора

Клинический материал, представленный в диссертационном исследовании, собран, обработан и проанализирован лично автором. Соискатель непосредственно выполнял лазер-индуцированную термокоагуляцию пациентам в исследуемой группе, осуществлял контрольные осмотры участников эксперимента в течение всего периода наблюдения.

Автором лично проведено экспериментальное моделирование процесса лазер-индуцированной термокоагуляции. С его непосредственным участием разработана двухканальная игла, создана программа для ЭВМ, а также получены значения теплофизических параметров тканей кисты Бейкера.

Результаты исследования, используемые на практике

Метод программируемой лазер-индуцированной термокоагуляции в лечении больных большой многокамерной кистой Бейкера, схема показаний и противопоказаний к таким вмешательствам, полученные в результате настоящей работы, используются в практической деятельности врачей-хирургов Негосударственного учреждения здравоохранения "Дорожная клиническая больница на станции Свердловск-Пассажирский ОАО "РЖД" (г. Екатеринбург), отдельного структурного подразделения —

Екатеринбургского филиала ЗАО «Центр Флебологии». Хирургический инструмент (двухканальная игла), разработанный диссертантом, внедрен в серийное производство ООО «Медин-Н» (г. Екатеринбург). Результаты диссертационного исследования внедрены в процесс обучения курсантов кафедры травматологии и ортопедии ФГБОУ ВО УГМУ Минздрава России. Отдельные положения из работы и практические рекомендации программируемой лазер-индуцированной термокоагуляции больших многокамерных кист Бейкера вошли в разделы монографии «Внутриполостная УЗИ-контролируемая лазерная облитерация кисты Бейкера» (2016).

Публикации по теме диссертации

По материалам диссертации опубликовано 32 печатных работ, в том числе 27 — в журналах, рекомендованных ВАК Минобрнауки России для публикации материалов докторской диссертации, 10 — в журналах, цитируемых в базе Scopus. Получены 2 патента РФ на полезные модели, один патент РФ — на изобретение, одно авторское свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ.

Объем и структура диссертации

Диссертация изложена на 262 страницах машинописного текста, состоит из введения, девяти глав, заключения, выводов, практических рекомендаций и библиографического указателя, включающего 106 отечественных и 200 зарубежных литературных источников. Работа содержит 36 таблиц, 102 рисунка, 11 формул, 1 клинический пример и 7 приложений.

1. КОНЦЕПЦИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для эффективной лазерной термокоагуляции больших многокамерных кист Бейкера требуется нагреть ее стенку до температуры необратимой денатурации. Выполнить данный процесс открытым доступом затруднительно из-за травматичности и сложности хирургического выделения всей кисты из окружающих тканей. Большое количество камер, иногда не сообщающихся друг с другом, и неизвестность оптических и тепловых свойств тканей, образующих стенку кисты, значительно осложняют применение всех известных пункционных методов лазерной облитерации. Также из-за малой площади светового пучка, с плотностью лазерного излучения достаточной для

фотокоагуляции биологических тканей, невозможно обеспечить равномерность прогревания всего массива кисты Бейкера.

Решением вышеперечисленных технических проблем может стать термокоагуляция, инициируемая тепловым потоком, сформированным внутри кисты Бейкера. С этой целью в ее полость возможно ввести жидкий теплоноситель, который не только конвертирует световую энергию лазерного излучения, но и за счет конвекционного и контактного переноса обеспечит равномерное распределение тепловой энергии по всей внутренней поверхности даже большой многокамерной кисты. Внедрение в клиническую практику данной технологии потребует вычисления соотношения оптимального объема вводимого теплоносителя и мощности лазерного излучения, необходимого для достижения температуры необратимой коагуляции тканей стенки кисты Бейкера.

Поскольку метод должен быть не только эффективным, но и безопасным, то необходимо понимание того, при какой температуре начинаются коагуляционные процессы в стенке кисты Бейкера и как быстро они достигают ее наружной поверхности. Также критически важно знать особенности последующего контактного нагрева жировой ткани, так как в ней находятся такие структуры как артерия, вена и нервы. На сегодняшний день средств измерения, позволяющих прецизионно и полипозиционно контролировать динамику распределения тепловых полей от объекта, нагреваемого в глубине биологических тканей, не существует, поэтому для теоретического расчета параметров ЛИТК оптимальным решением является использование методов математического моделирования.

С помощью математической модели, созданной на основе известного уравнения теплопроводности, возможно описание всего процесса ЛИТК и вычисление изменений тепловых полей в любой точке кисты Бейкера и окружающего ее пространства. Для решения этого уравнения должны быть известны и учтены начальные и граничные (необратимой коагуляции) значения температуры в стенке кисты Бейкера и окружающей ее жировой клетчатке, а также же физические (объем, удельная теплоемкость, толщина стенки) характеристики коагулируемого объекта и расстояния до окружающих его структур.

С этой целью проведен ряд специальных исследований, результаты которых приведены в экспериментальном разделе диссертационной работы.

При помощи световой микроскопии изучена гистоморфологическая организация стенки кисты Бейкера, а для оценки ее ультраструктурного

строения применена электронная микроскопия. Выявленные при этом морфологические особенности строения стенки кисты использованы при оценке гистологических изменений, возникающих в тканях в результате термического воздействия, а также при физическом и математическом моделировании ЛИТК.

Теплофизические свойства стенки кисты и окружающих ее тканей, такие как удельная теплоемкость и минимальная температура, необходимая для их необратимой коагуляции, изучены с применением дифференциального сканирующего калориметра. Эти значения использованы при физическом и математическом моделировании процесса лазер-индуцированной термокоагуляции. В ходе математического эксперимента определено оптимальное сочетание мощности и продолжительности лазерного излучения для эффективной и безопасной термокоагуляции.

Поскольку данное сочетание при клиническом применении не привело к снижению рецидивов, то потребовалось уточнение математической модели ЛИТК, для чего была разработана методика измерения значения коэффициента теплоотдачи α . На основе уточненной математической модели создана программа для расчета параметров ЛИТК, которая в дальнейшем была использована в дальнейшем при планировании оперативного лечения.

Клинический раздел диссертационной работы. Всего было обследовано 466 пациентов с диагнозом: «Киста Бейкера». В диссертационное исследование были включены пациенты обоих полов старше 18 лет с многокамерной подколенной кистой, выявленной методом УЗИ, объемом более 10 см³ и сообщающейся с полостью сустава.

С целью минимизации рисков осложнений от планируемых процедур и получения ложных или неполных данных из исследования исключались пациенты с признаками инфекционного воспалительного процесса в суставе или околосуставных тканях, а также имеющие в анамнезе оперативное лечение по поводу кисты Бейкера или патологию свертывающей системы крови.

В соответствии с принятыми критериями включения и исключения всего было выбрано 105 участников. Основная причина исключения — однокамерное строение кисты, ее незначительный объем (менее 10 см³), по данным УЗИ коленного сустава, и отказ от оперативного лечения. Все отказавшиеся от вмешательства были направлены на консервативное лечение под наблюдение хирурга по месту жительства.

Перед началом исследования участник подписывал информированное добровольное согласие, после чего оформляли стандартизованную амбулаторную карту, в которой фиксировали параметры выбранных антропометрических, шкальных и инструментальных методов обследования. В послеоперационном периоде контрольный осмотр проводился в следующие сроки: через 3 дня, 14 дней, 3 месяца и 6 месяцев после вмешательства.

Таким образом было последовательно сформировано две группы: группа А, состоящая из 72 больных с кистой Бейкера, для лечения которых была применена лазер-индуцированная термокоагуляция, и группа сравнения В, в которую вошли 33 пациента, прооперированных открытым способом.

В ходе выполнения диссертационного исследования группа А разделена нами на две подгруппы: А1 (27 человек), в которой для определения параметров ЛИТК использовалось математическое моделирование без учета реальных значений коэффициента теплоотдачи α , и подгруппа А2 (45 пациентов), в которой для предварительного расчета параметров ЛИТК использовали разработанное программное обеспечение, учитывающее коэффициент теплоотдачи α .

Основной задачей клинического раздела являлось исследование и внедрение в практику разработанного метода ЛИТК больших многокамерных кист Бейкера, для чего было проведено сравнение динамики выбранных показателей у пациентов в различных группах, в течение всего периода наблюдения.

2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1 Экспериментальный раздел

Световая микроскопия.

Образцы для гистологического изучения были взяты при открытом иссечении кисты Бейкера у 33 пациентов, оперативное лечение которых проводилось в ортопедическом отделении ЦГБ № 36 г. Екатеринбурга.

Экспериментальные работы, связанные с тепловым воздействием на гистологический материал и последующей их световой микроскопией, были выполнены в лаборатории морфологии и биохимии ФГБУН Института иммунологии и физиологии УрО РАН (г. Екатеринбург) совместно с зав. лабораторией, вед. науч. сотр., канд. мед. наук С.Ю. Медведевой).

Гистологические срезы изготавливались стандартным образом, полученные препараты окрашивали гематоксилин-эозином и по Ван

Гизону. Для селективного выявления коллагенов I и III типов была использована окраска пикросириусом красным. После окрашивания микропрепараты исследовали под световым микроскопом Leica DM2500 с возможностью вывода изображения на монитор компьютера, а также определяли толщину стенки кисты (в мкм) по программе ВидеоТест-Мастер-Морфология.

Электронная микроскопия.

Данный метод исследования проводили на базе Уральского центра коллективного пользования «Современные нанотехнологии» ФГАУ ВО «Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина» (г. Екатеринбург) совместно со ст. науч. сотр. И.В. Зубаревым.

Для изготовления препарата отсекали кусочек стенки кисты размером 1×1 мм, после специальной обработки срез изучали в сканирующем электронном микроскопе AURIGA FIB-SEM workstation (Carl Zeiss & MT, Германия) с STEM-детектором в диапазоне увеличения 1200–50 000 согласно методике, описанной А. Eitner с соавт. (2013).

Калориметрический метод исследования биологических тканей.

Измерения теплофизических свойств тканей кисты Бейкера проводили на базе лаборатории фазовых переходов и неравновесных процессов ФГБУН Института теплофизики УрО РАН (г. Екатеринбург) совместно с вед. науч. сотр., д-ром физ.-мат. наук М.З. Файзуллиным.

Калориметрические исследования выполняли с использованием дифференциального сканирующего калориметра теплового потока DSC 204 F1 Phoenix (Netzsch, Германия). Калибровка калориметра по температуре и чувствительности выполнялась с использованием стандартов с известной температурой и удельной теплотой плавления (циклогексан, ртуть, индий, висмут, олово, цинк).

Изотермический стенд.

Для моделирования процесса равномерного нагревания стенки кисты внутриполостной жидкостью на базе лаборатории фазовых переходов и неравновесных процессов ФГБУН Института теплофизики УрО РАН (г. Екатеринбург) совместно с канд. физ.-мат. наук, главным специалистом Н.А. Мажейко был разработан и протестирован экспериментальный изотермический стенд.

Метод математического моделирования теплофизических процессов в стенке кисты Бейкера.

Для выбора оптимальных режимов работы хирургического лазера потребовалось математическое моделирование процесса лазер-индуцированной термокоагуляции кисты Бейкера.

Математическое моделирование и создание программного обеспечения процедуры лазер-индуцированной термокоагуляции стенки кисты Бейкера проводили на базе кафедры физики ФГБОУ ВО «Уральский государственный горный университет» (г. Екатеринбург) совместно с канд. физ.-мат. наук В.И. Горбатовым.

Определение коэффициента теплоотдачи α от стенок кисты Бейкера.

Для повышения точности математической модели распределения тепла от теплоносителя в окружающие ткани нами проведен эксперимент, в результате которого получены данные о коэффициенте теплоотдачи α .

Методика исследования заключалась в том, что после эвакуации внутрикистой жидкости через двухканальную иглу, сохраняющую герметичность кисты, в центр ее полости вводили тонкую термопару.

Затем в полость кисты через дополнительный канал иглы вводилось 10 мл 0,25-процентного водного раствора лидокаина (температура — 24 °С). В результате теплообмена от внутренней поверхности кисты теплоноситель нагревался. Регистрация скорости изменения его температуры позволила оценить коэффициент теплоотдачи α .

Программное обеспечение ЛИТК.

Программное обеспечение, разработанное на основе усложненной математической модели с учетом коэффициента теплоотдачи α , позволяет индивидуально рассчитать параметры эффективной и безопасной лазер-индуцированной термокоагуляции.

Двухканальная пункционная игла сконструирована, произведена и прошла технические испытания на базе ООО «Медин-Н» (г. Екатеринбург). Двухканальная игла — это медицинское изделие, технология применения которого запатентована в РФ (№ 176655, № 2652750) и разрешена Росздравнадзором к применению (№ РЗН 2016/4679). Она представляет собой основную металлическую трубку с тупым рабочим концом, зафиксированную в цельной полимерной соединительной втулке, имеющей внутри себя два канала, заканчивающиеся канюлями типа Луер (рис. 1). Наличие эластичной мембраны в заглушке двухканальной иглы позволило проводить через нее термопару или световод без потери внутрисполостного давления и изменения размеров кисты

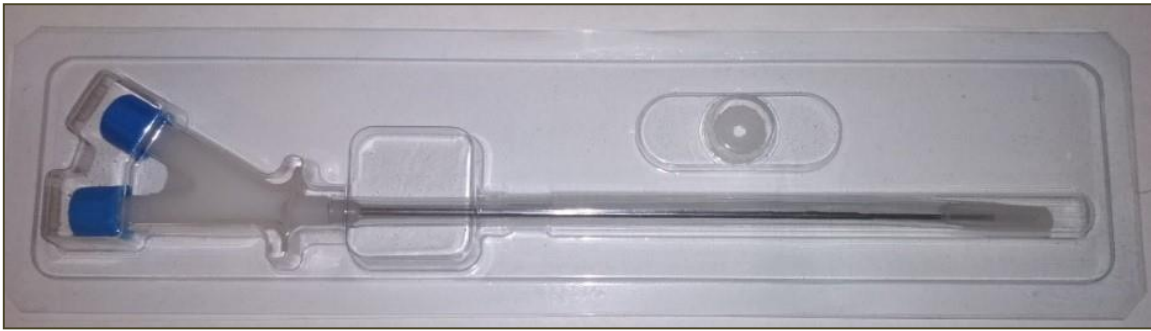


Рисунок 1 — Двухканальная игла на пластиковой подложке

Пункционная игла с тупым рабочим концом основной трубки и с заостренным концом мандрена позволяет произвести пункцию, а затем удалить колющий элемент основной трубки из зоны манипуляции в мягких тканях, предотвращая их повреждение, снижая травматизм при лечении.

2.2 Клинический раздел.

Клинические шкалы, параметры оценки исходного состояния и динамики течения послеоперационного периода

Для объективной оценки состояния коленного сустава были использованы антропометрические показатели — разница в окружностях нижних конечностей на уровне средней трети бедра и коленного сустава, а также угол сгибания в пораженном сочленении.

Интенсивность болевого синдрома оценивалась по визуально-аналоговой шкале (ВАШ). Выраженность тяжести гонартроза определяли по опроснику Лекена. Для оценки выраженности клинических симптомов, обусловленных наличием кисты Бейкера, применяли шкалу W. Rauschnig & P.G. Lindgren (1979).

Оценку эффективности лечения выполняли во время всех контрольных осмотров по аналоговой шкале с градацией от показателя «значительное улучшение» до «значительное ухудшение», отдельно, с точки зрения врача и по мнению больного.

Методы инструментального исследования коленных суставов

Ультразвуковое исследование. Сонографическое обследование коленных суставов выполняли на ультразвуковых приборах экспертного класса SONOS-2000 (Hewlett-Packard, США) линейным датчиком длиной 5 см с частотой излучения 5–15 МГц с использованием программ двухмерной томографии (В-режим) и цветового доплеровского картирования в режиме реального времени. Исследование проводили на базе Екатеринбургского филиала ЗАО «Центр Флебологии» со специалистом ультразвуковой диагностики, врачом высшей категории А.Л. Ароновым.

УЗИ области коленных суставов выполняли для визуализации объемных жидкостных образований, измерения основных линейных параметров кисты Бейкера и регистрации их изменений.

Для определения выраженности воспалительного процесса в области коленного сустава оценивали такие УЗ-параметры, как количество выпота и толщину синовиальной оболочки наднадколенникового заворота. Для квантификации указанных ультразвуковых признаков мы воспользовались интегрированной шкалой, описанной в работе И.М. Даниловой (2000).

Магнитно-резонансная томография. МРТ выполняли на аппарате Achieva (Philips) с напряженностью магнитного поля 1,5 Тл и использованием радиочастотной катушки для коленного сустава. Исследование проводили на базе Государственного автономного учреждения здравоохранения Свердловской области «Свердловский областной онкологический диспансер» с к.м.н. В.С. Блиновым.

По МР-изображениям проводили качественную и количественную оценку кист Бейкера и рядом расположенных структур по следующим параметрам: 1) размеры — длина, ширина, высота в мм, объем в см³; 2) наличие и размер соустья кисты с полостью сустава в мм; 3) максимальная и минимальная толщина стенки (в мм) кисты; 4) наличие и размер внутрикистозных хондральных тел; 5) расстояние (в мм) до ближайших артерии, вены и нерва. Стадию гонартроза определяли по классификации Kellgren & Lawrence (1957).

С целью выбора метода визуализации для оценки патологических изменений мягких тканей подколенной области проведено сравнение результатов УЗИ и МРТ коленного сустава. При их сопоставлении определено оптимальное соотношение диагностической точности и практической применимости для ЛИТК больших многокамерных кист Бейкера.

Методика выполнения ЛИТК кисты Бейкера (группа А)

Этот метод лечения использован у 72 пациентов, которые составили исследуемую группу А.

Метод выполняли амбулаторно под местной анестезией. После предварительного обезболивания кожи под постоянным УЗ-контролем двухканальной иглой пунктировали кисту Бейкера. Через основную канюлю на втулке двухканальной иглы, проколов силиконовую мембрану на заглушке, в полость кисты вводили световод. Для улучшения визуализации и местной анестезии в ее полость через дополнительный канал на втулке иглы вводили 0,25-процентный водной раствор лидокаина (рис. 6). Затем, но только в подгруппе А2, дополнительно производили

предоперационное измерение коэффициента теплоотдачи α , значение которого заносили в разработанное нами программное обеспечение.

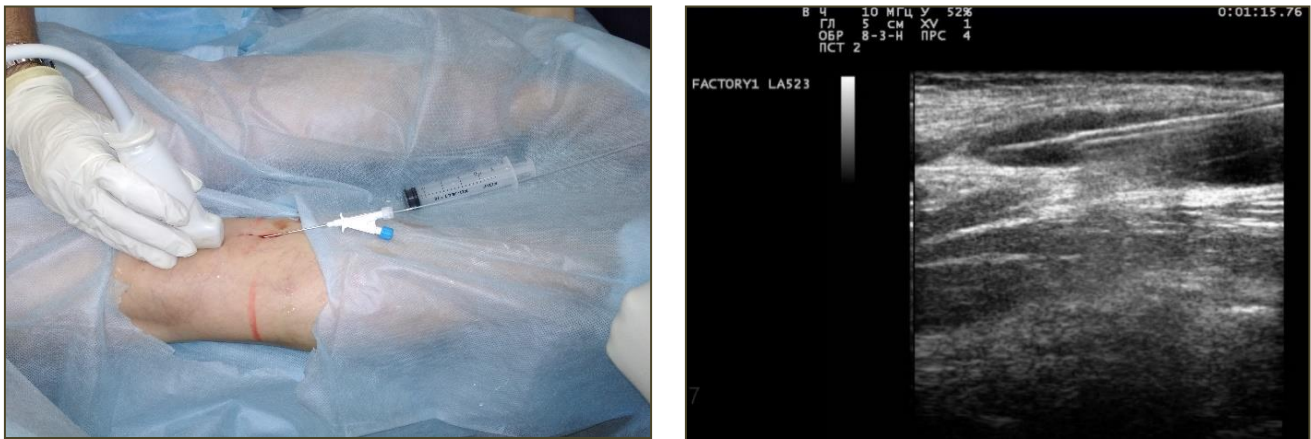


Рисунок 6 — Игла с проведенным через нее световодом. Сонограмма кисти Бейкера в момент манипуляции. Виден световод, выступающий за пределы рабочего торца иглы

После предварительной подготовки через введенный световод подавали лазерное излучение в постоянном режиме мощностью 10 Вт. При этом продолжительность вмешательства в подгруппе А1 в среднем составила $230 \pm 18,45$ (затраченная энергия — $2312 \pm 137,18$ Дж), а в подгруппе А2 — $480 \pm 8,12$ секунд (затраченная энергия — $4930 \pm 81,26$). Такая существенная разница в параметрах лазерного излучения объясняется тем, что во второй подгруппе они рассчитывались программным обеспечением, учитывающим коэффициент теплоотдачи α .

Методика открытого иссечения кисти Бейкера (группа В)

В качестве контрольного метода выбрана общеизвестная методика открытого иссечения кисти Бейкера (И.А. Мовшович, 1983) в модификации (Б.В. Камшилова, 2005). Этот способ лечения применен у 33 человек, которые были включены в группу В. Выписка из стационара происходила через 10-12 дней после вмешательства. Амбулаторное наблюдение за этой категорией пациентов начинали с 14-х суток. Швы снимали на 14–16-й день после операции.

Наблюдение в послеоперационном периоде, методика изучения и сравнения результатов лечения

На повторных приемах оценивали выраженность болевого синдрома (ВАШ), объективные изменения в области коленного сустава и динамику результатов клинических шкал (R&L, АФИ Лекена). На каждом контрольном осмотре выполняли УЗИ коленного сустава по разработанному протоколу. Эффективность лечения оценивали на основе

комплексного анализа объективных данных и субъективного мнения участника исследования. Всю полученную информацию заносили в соответствующие разделы индивидуальной карты пациента.

Методы статистической обработки данных

Статистический анализ данных проводили по общепринятым методам вариационной статистики на персональном компьютере с помощью пакетов программ SPSS и Microsoft Office Excel 365. Для анализа статистических различий использовали критерий χ^2 ; при $p < 0,05$ обнаруженные различия считали статистически достоверными. С целью сравнения количественных данных применяли U-критерий Манна – Уитни, при $p < 0,05$ обнаруженные различия считали статистически достоверными.

Для изучения корреляции между параметрами кист и внутрисуставными изменениями вычисляли коэффициенты корреляции Пирсона и Спирмена.

3. ДИЗАЙН ИССЛЕДОВАНИЯ

Диссертационное исследование, запланированное как последовательное с открытым дизайном, проводилось с 2014 по 2019 год и хронологически состояло из трех этапов (рис. 2).

На первом этапе диссертационного исследования была не только обследована и сформирована контрольная группа В, в которой пациенты лечились методом открытого иссечения кисты Бейкера, но и собран гистологический материал для экспериментального раздела диссертационной работы.

На втором этапе результаты гистоморфологических, теплофизических и математических экспериментов были применены для расчета параметров ЛИТК кист Бейкера в исследуемой группе А. В процессе ее лечения выявлено, что эффективность режима излучения, рекомендованного изначально, ниже предполагаемой, что потребовало анализа рецидивов и продолжения экспериментального раздела и третьего этапа работы. Пациенты, обследованные и прооперированные на втором этапе, были объединены в подгруппе А1.

На третьем этапе исследования на основе уточненной математической модели создана программа для расчета параметров ЛИТК с учетом коэффициента теплоотдачи α . В дальнейшем она была использована при планировании оперативного лечения пациентов в исследуемой подгруппе А2. Данное усовершенствование значительно снизило количество

рецидивов у прооперированных пациентов. Был проведен сравнительный анализ, который подтвердил, что расчет параметров ЛИТК с применением разработанного программного обеспечения положительно влияет на эффективность вмешательства.

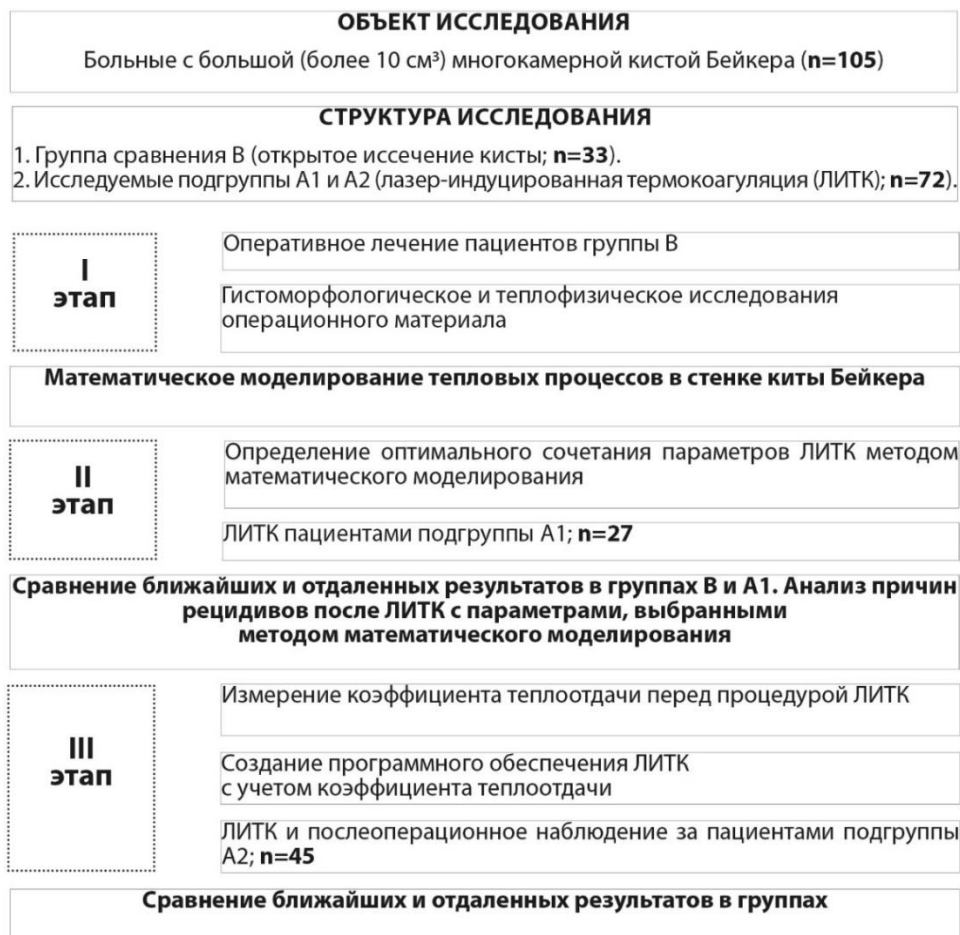


Рисунок 2 — Этапы исследования

4. РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ И КЛИНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

4.1 Экспериментальный раздел

Гистоморфологические особенности строения стенки кисты Бейкера

Перед экспериментом мы предполагали, что получение данных о количестве в образцах коллагена I и коллагена III типов, а также толщина стенки кисты Бейкера, измеренная непосредственно на гистопрепарате, могут иметь теоретическую, и прогностическую значимость.

Для визуализации и определения абсолютного и относительного количества волокон коллагена I и III типов проводили окраску гистологических срезов пикросириусом красным и последующей поляризационной микроскопией. Однако при пилотном

гистоморфологическом исследовании во всех образцах мы обнаружили коллаген только I типа. Отсутствие коллагена III типа в стенке кисты Бейкера однозначно указывает на необратимые пролиферативные трансформации в тканях икроножно-полуперепончатой бурсы под воздействием длительного хронического воспалительного процесса.

С помощью программы ВидеоТесТ-Мастер-Морфология было установлено, что средняя толщина внутреннего слоя была кисты – $74,3 \pm 6,81$ мкм, а общая толщина стенки кисты – $464,88 \pm 50,01$ мкм. В связи с большой погрешностью этих значений и их зависимостью от технологии изготовления гистологических срезов мы отказались от использования данных результатов.

При дальнейшем анализе микрофотографий тридцати одного гистопрепарата стенки кисты Бейкера (пациенты группы В) мы выделили два слоя. Условной границей между ними была принята линия перехода от рыхлой соединительной ткани к плотной неоформленной соединительной ткани. Внутренний слой представлен деструктивно измененными синовиальными клетками с подлежащей рыхлой соединительной ткани, в которой определялись единичные кровеносные сосуды (в основном, капилляры). Наружный слой образован плотной соединительной тканью с включением жировой ткани, сквозь которую проходят многочисленные кровеносные сосуды (рис. 7, 8). Сразу за наружным слоем располагается жировая клетчатка с сосудами и нервами.

Таким образом, васкуляризация стенки кисты, обеспечивающая ее трофику, обнаружена во внутреннем и наружном слоях. Данный факт обосновывает необходимость термической деструкции всех слоев стенки кисты с целью коагуляции максимального количества кровоснабжающих ее сосудов, что, в свою очередь, снизит риск послеоперационных рецидивов.

Проведенное исследование указывает на то, что стенка сформировавшейся кисты Бейкера является очагом хронического воспаления, структуры которого имеют признаки необратимого замещения рыхлой соединительной ткани на плотную соединительную ткань.

Выявленные особенности гистоморфологического строения стенки кисты Бейкера подтвердили обоснованность применения хирургического лечения больших многокамерных кист Бейкера, определили его тактику, а также повлияли на формулирование условий физического и математического моделирования ЛИТК.

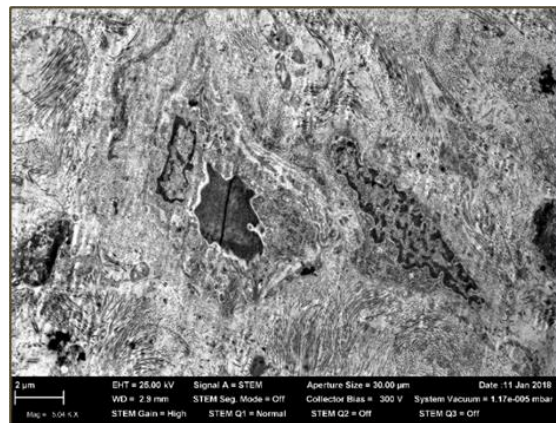
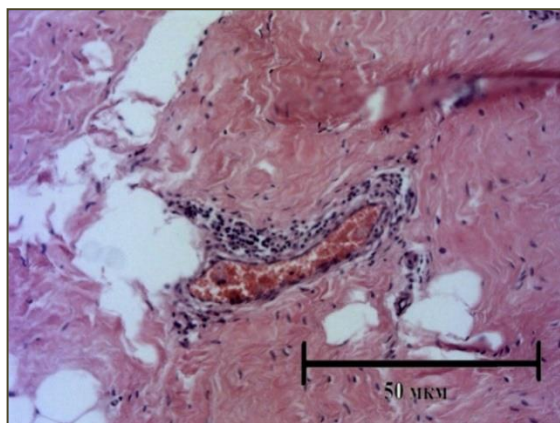


Рисунок 7 — Световая микроскопия пациента Ш., 48 лет. Окраска гематоксилин-эозином. Ув. $\times 200$ Рисунок 8 — Электронограмма пациента Ш., 48 лет. Ув. $\times 5000$

Исследование теплофизических свойств стенки кисты и окружающих ее тканей

Для этой части исследования мы использовали образцы тканей 15 кист Бейкера, иссеченных во время открытой операции у больных группы В. Калориметрические исследования выполняли с использованием дифференциального сканирующего калориметра теплового потока DSC 204 F1 Phoenix (Netzsch, Германия).

При анализе результатов калориметрических измерений стенки кисты Бейкера выявлен отчетливый V-образный пик теплового сигнала при $68,1\text{ }^{\circ}\text{C}$, а значение теплового эффекта перехода тканей стенки кисты в состояние необратимой коагуляции равнялось $-4,351 \pm 0,0024$ Дж/г (рис. 9). На термограмме для жировой ткани наблюдался менее выраженный тепловой сигнал со значением пика температурного сигнала $71,3\text{ }^{\circ}\text{C}$ и тепловым эндотермическим эффектом перехода — $-0,708 \pm 0,0024$ Дж/г. При повторном сканировании данных образцов тепловые эффекты на термограммах более не наблюдались.

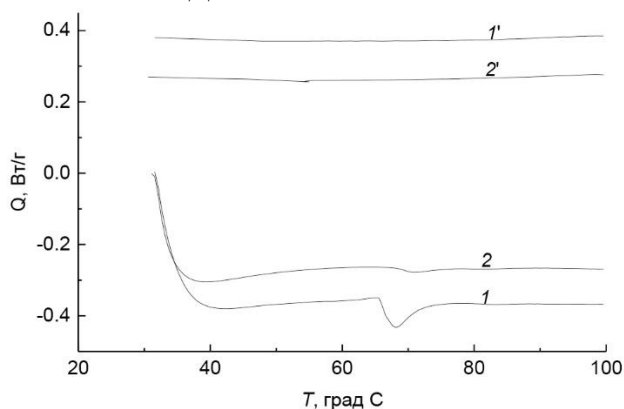


Рисунок 9 — ДСК-термограммы двух образцов гистопрепарата: 1 — образец стенки кисты; 1' — образец стенки кисты при повторном нагревании; 2 — образец жировой ткани, окружающей кисту; 2' — образец жировой ткани, окружающей кисту, при повторном нагревании

Также методом дифференциальной сканирующей калориметрии были определены температурные зависимости удельной теплоемкости стенки кисты ($4,476 \pm 0,0032$ Дж/гр*К) и окружающей ее жировой ткани ($2,623 \pm 0,0021$ Дж/гр*К). При наблюдаемом общем росте теплоемкость стенки кисты в момент необратимой коагуляции примерно в полтора раза выше теплоемкости окружающей ее жировой ткани.

Такое существенное различие в значениях удельной теплоемкости стенки кисты и окружающей ее жировой ткани (рис. 10) объясняется различным содержанием в них коллагена и воды.

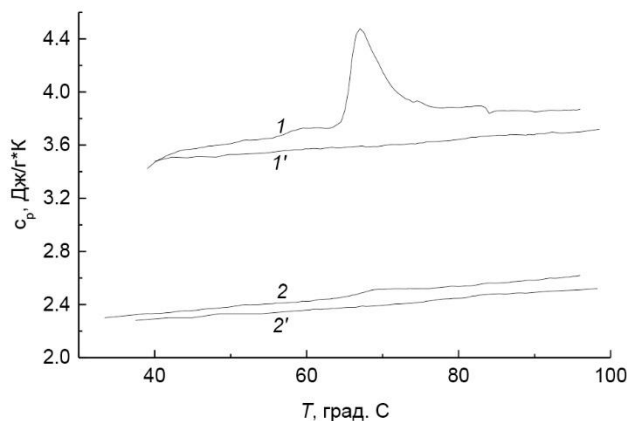


Рисунок 10 — Температурные зависимости средней удельной теплоемкости образцов тканей кисты Бейкера: 1 — стенка кисты; 1' — стенка кисты при повторном нагревании; 2 — жировая ткань, окружающая кисту; 2' — жировая ткань при повторном нагревании

Результаты эксперимента являются теплофизическим обоснованием предлагаемого метода ЛИТК, основанного на принципах внутриполостного нагрева теплоносителя и на распространении индуцированного тепла изнутри через стенку кисты наружу. Полученные значения теплофизических свойств стенки кисты и окружающей ее жировой клетчатки в дальнейшем были использованы для математического моделирования нестационарных процессов теплообмена, возникающих при термическом воздействии теплоносителем, нагреваемым лазерным излучением, на биологические ткани.

Гистоморфологические изменения тканей стенки кисты Бейкера после контактного нагрева при 70 °С

При исследовании теплофизических свойств стенки кисты нами установлено, что необратимые изменения в тканях стенки кисты Бейкера формируются при 70 °С. С целью физического моделирования процесса ЛИТК и выявления изменений гистоморфологического строения стенки

кисты Бейкера, возникающих от контактного теплового воздействия, мы провели следующий опыт.

Всего для эксперимента было использовано 16 гистопрепаратов кисты Бейкера. Образец стенки кисты нагревали на разработанном нами термостенде в изотермическом режиме $70\text{ }^{\circ}\text{C}$ до формирования видимой карбонизации синовиальной оболочки. Перед экспериментом на поверхность термостенда наносили слой силиконового масла, что обеспечивало равномерный тепловой поток по всей внутренней поверхности гистологического образца и исключало эффект «пригорания». В течение всего опыта измеряли температуру наружной поверхности образца тонкой термопарой.

На рисунке 11 продемонстрированы результаты этих измерений. На представленном графике мы условно выделили три периода. Первый — период нагрева образца, длительностью 50-60 секунд, при этом температура наружной поверхности стенки кисты резко повышалась до $61\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Второй — период коагуляции, который длился около 50-60 секунд. Для него характерно незначительное снижение измеряемой температуры из-за поглощения тепловой энергии, необходимой для необратимой коагуляции стенки кисты. Данное явление имеет ту же причину формирования, что и феномен V-образного пика теплового сигнала на кривой 1 (рис. 9) при дифференциальной сканирующей калориметрии.

Третий — период деструкции, который продолжался от 120 до 180 секунд. В этот период отмечалось плавное увеличение температуры до $63\text{-}64\text{ }^{\circ}\text{C}$, что говорит о завершении процесса полной денатурации белков стенки кисты Бейкера и начале ее карбонизации.

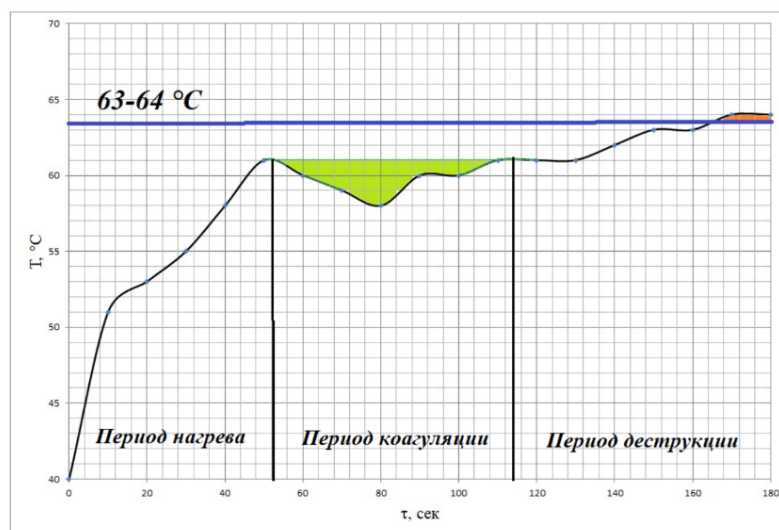


Рисунок 11 — Динамика температуры на границе «стенка кисты — жировая ткань» при экспериментальном нагреве

В соответствии с периодами, выделенными на термограмме, для обнаружения характерных гистоморфологических изменений стенки кисты, зависящих от длительности теплового воздействия, были выбраны образцы после нагрева продолжительностью — 60, 120 и 180 секунд.

Во фрагментах с экспозицией термического воздействия в течение 60 секунд имелись очаговые повреждения только поверхностных структур. За 120-секундный период термовоздействия изменения заключались в формировании участков коагуляции поверхностных структур стенки кисты. Отмечалась деструкция не только синовиальной оболочки, но и подлежащих волокнистых структур (рис. 12, 13). Электронно-микроскопическое исследование показало, что многие коллагеновые фибриллы (70–90 %) потеряли исчерченность и упорядоченность ориентации. Коагулированы сосуды, расположенные во внутреннем и наружном слоях стенки кисты.

Максимальные степени термического повреждения всех тканевых структур и очаги карбонизации синовиальных клеток обнаружены в гистологических препаратах после нагрева в течение 180 сек. Электронограммы подтвердили состояние полной коагуляции коллагеновых фибрилл.

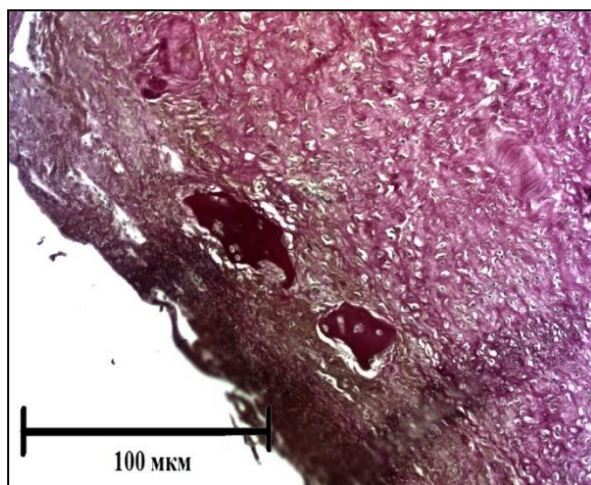


Рисунок 12 — Коагуляция синовиального слоя и подлежащих волокнистых структур. Фокусы гиалинового хряща в стенке кисты. Окраска по Ван Гизону. Ув. \times 100

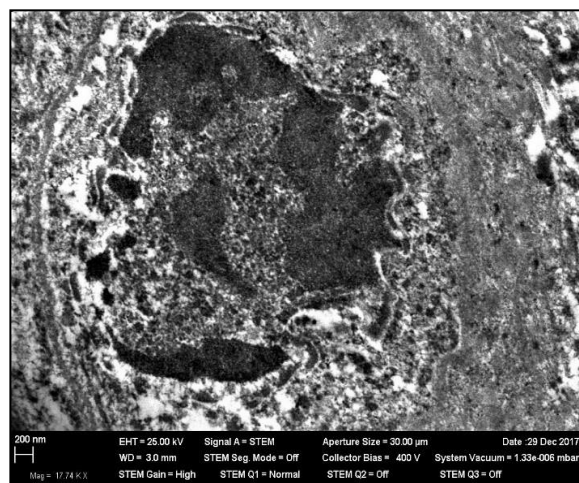


Рисунок 13 — Почти все коллагеновые фибриллы потеряли исчерченность (90 %) и упорядоченность ориентации. Отмечается большое количество клеточного дебриса в межклеточном веществе. Определяются клетки фибробластов без межклеточных контактов с поврежденной плазмалеммой и аутолиз органелл. Дифференцированный хроматин более не конденсируется

Выявленные деструктивные изменения в стенке кисты возникали, усугублялись и распространялись вглубь толщи ткани в прямой зависимости от периода воздействия. Тотальная коагуляция всех сосудов, обеспечивающих трофику стенки кисты Бейкера, формировалась в период коагуляции, при этом дальнейший нагрев является избыточным.

Определение оптимального сочетания мощности лазерного излучения и объема теплоносителя методом математического моделирования

Нами разработана математическая модель, которая была использована для анализа и прогнозирования термодинамических процессов, происходящих при ЛИТК кисты Бейкера. Модель основана на предположении, что внутрь кисты с толщиной стенки 3 мм вводится термонесущая жидкость (вода) с начальной температурой 24 °), которая затем нагревается инфракрасным лазерным излучением ($\lambda=1,47-1,54$ мкм) до температуры коагуляции биотканей, равной 70 °). Снаружи киста окружена жировой тканью толщиной 7 мм.

Первоначально, ввиду сложности задачи, ее общее решение с различными упрощающими допущениями было разбито на два этапа: нагревание теплоносителя и распределение от него тепловых полей в стенке кисты Бейкера.

Процесс нагрева термонесущей жидкости (с известной массой и удельной теплоемкостью) от начальной температуры до температуры необратимой коагуляции коллагена (70 °С) можно описать согласно закону сохранения энергии (В. В. Бойко, 2013; К. Somogyvári, 2017). Было допущено, что нагрев осуществляется равномерно по всему объему жидкости, поскольку процесс локального поглощения излучения лазера сопровождается интенсивным конвективным перемешиванием.

Изначально в описываемую модель не был включен коэффициент теплоотдачи α , поскольку это сложная величина, и ее невозможно определить общей формулой. Обычно она находится в каждом конкретном случае экспериментально или, как в биологии, подгоняется по косвенным признакам (Е. А. Шахно, 2012).

Поскольку теплопроводность биологических тканей обычно представляет собой незначительную величину, нами предположено, что в процессе нагрева температура термонесущей жидкости будет мало отличаться от температуры на поверхности стенки кисты (рис. 14). Также нами было принято, что эта температура изменяется во времени по линейному закону, то есть без учета теплового потока, теряющегося через внутреннюю поверхность образования.

С учетом описанных допущений, для приближенного вычисления теплопроводности мы применили метод конечных разностей. Полученная в результате таких преобразований система разностных линейных уравнений решалась с помощью ЭВМ методом прогонки. На каждом временном шаге определялись температуры в узловых точках пространственной сетки и плотности тепловых потоков через элементарные ячейки сетки.

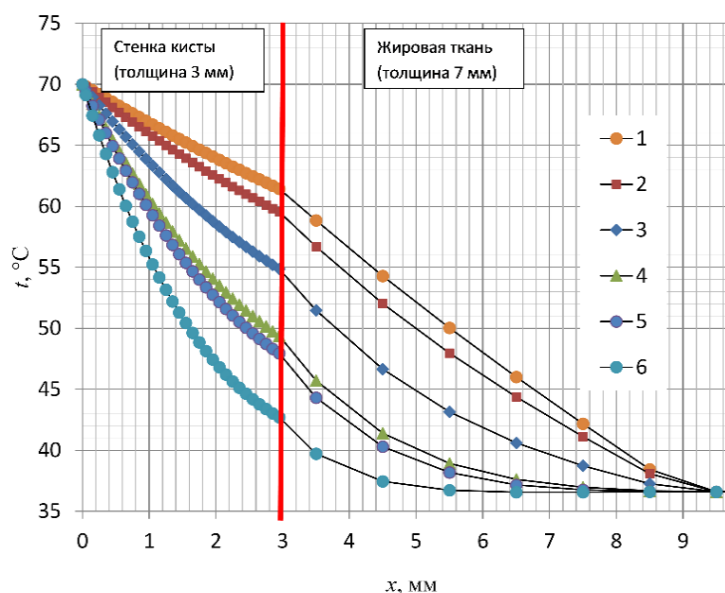


Рисунок 14 — Пространственное распределение температуры в системе «стенка кисты — жировая ткань»: 1 — $P_m=0,2$ Вт/мл; 2 — $P_m=0,4$ Вт/мл; 3 — $P_m=1$ Вт/мл; 4 — $P_m=2$ Вт/мл; 5 — $P_m=2,5$ Вт/мл; 6 — $P_m=5$ Вт/мл

На втором этапе решения задачи рассчитывали нестационарные температурные поля в системе «стенка кисты — жировая ткань» и плотность теплового потока на границе теплоносителя и внутренней поверхности кисты, предполагая, что изменение температуры на внутренней поверхности кисты в каждый момент времени совпадает с температурой термонесущей жидкости. Нами предположено, что плотность и теплофизические свойства стенки кисты и жировой ткани не зависят от температуры. Не учитывали также и интенсивность кровотока в жировой ткани ввиду его, теоретически, малой величины (рис. 15).

Применение математической модели распределения тепловых полей при ЛИТК позволило эмпирически подобрать мощность лазерного излучения, достаточную для безопасного нагрева теплоносителя в замкнутом пространстве до температуры 70 °C. Оптимальным соотношением эффективности к времени процедуры, при максимально

возможной мощности хирургической лазерной установки — 10 Вт, обладает удельная мощность 1 Вт/мл.

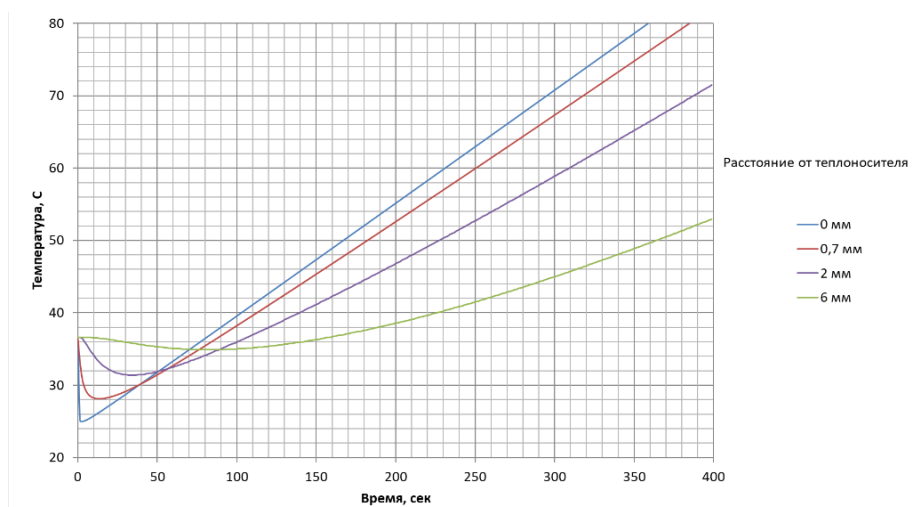


Рисунок 15 — Согласно графикам, температура теплоносителя достигает 70 °С через 280 секунд. На наружной стенке кисты в этот момент — 66 °С, а на расстоянии более 6 мм — 42 °С

Таким образом, результаты, полученные после проведения серии практических и математических экспериментов, а также анализ справочных данных привели нас к выводу, что при одинаковом объеме (10 мл) введенного теплоносителя продолжительность лазер-индуцированной термокоагуляции будет зависеть не только от толщины стенки кисты, но и от близости расположения анатомически важных структур. Например, для одного из пациентов в подгруппе А1 было рассчитано, что для термокоагуляции кисты Бейкера объемом 10 см³, к которой вплотную прилежат сосуды и нервы, применяя лазерное излучение мощностью 10 Вт, потребуется 198 секунд.

Применение подобного режима ЛИТК в начале исследования привело к возникновению рецидивов кист Бейкера у пациентов в группе А примерно с той же частотой (33,3%), что и в контрольной группе В (30,3%), что свидетельствует о равной эффективности методик ($p=0,568$). В связи с выявлением данного факта по этическим причинам исследование решено прекратить, а для выяснения причин низкой эффективности ЛИТК из прооперированных участников сформировать подгруппу А1.

Анализ результатов показал, что рецидивы отмечались в случаях исходного среднего объема кисты — $29,0 \pm 2,6$ см³, а полная облитерация образования — при $16,0 \pm 1,5$ см³ ($p=0,012$). Таким образом, высокий процент рецидивов в подгруппе А1 связан с недостаточным учетом

особенностей переноса тепла от теплоносителя через стенку кисты Бейкера в окружающую ее жировую клетчатку.

Поскольку интегральным показателем этих процессов может служить коэффициент теплоотдачи α от теплоносителя к стенке кисты Бейкера, то его величина должна определяться экспериментально у каждого пациента перед вмешательством.

Результаты измерения коэффициента теплоотдачи α

В качестве примера изменения коэффициента теплоотдачи α можно привести усреднённый случай динамики температуры жидкости, введенной в полость кисты Бейкера (кривая 1 на рис. 16).

На графиках видно, что на начальном этапе пассивного нагрева температура введенной жидкости носила волнообразный характер. Нагретые у стенки слои смещались к центру кисты, вытесняя оттуда к периферии более холодные. Этот процесс продолжался в течение 21 секунды, пока средняя температура жидкости не сравнялась с температурой стенки кисты. Затем наблюдался практически монотонный рост температуры. Для приведенного примера наиболее достоверный результат - $\alpha=3000 \text{ Вт}/(\text{м}^2 \times \text{К})$.

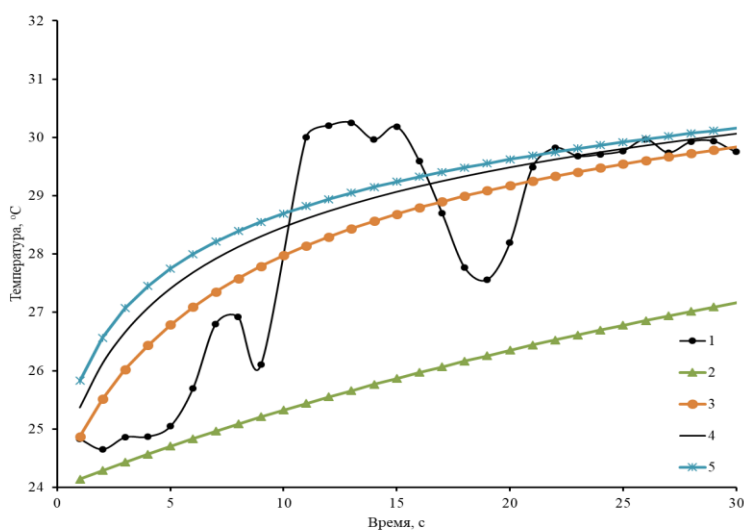


Рисунок 16 — Изменение температуры внутрикистозной жидкости во времени: 1 — эксперимент; 2 — $\alpha=100 \text{ Вт}/(\text{м}^2 \times \text{К})$; 3 — $\alpha=1000 \text{ Вт}/(\text{м}^2 \times \text{К})$; 4 — $\alpha=3000 \text{ Вт}/(\text{м}^2 \times \text{К})$; 5 — $\alpha=10000 \text{ Вт}/(\text{м}^2 \times \text{К})$

Коэффициент теплоотдачи α , измеряемый у пациента непосредственно перед вмешательством, учитывает и интегрирует в себя следующие:

- сложную форму полости кисты и неравномерную толщину ее стенки;

- особенности перемешивания слоев теплоносителя, имеющих различную температуру (конвективный и кондуктивный теплообмен внутри теплоносителя);
- неоднородность и многослойность биологических тканей, составляющих стенку кисты;
- степень контакта биологических тканей между собой;
- влияние местного кровотока.

Разработанный метод измерения коэффициента теплоотдачи α достоверно описывает индивидуальные особенности процессов нагрева стенки кисты Бейкера теплоносителем и(или) охлаждения ее окружающими тканями и местным кровотоком, что позволяет использовать его при моделировании ЛИТК. Далее всем пациентам, составившим подгруппу А2, перед ЛИТК выполнялось измерение значения коэффициента теплоотдачи α .

С учетом появления множества условий и исходных значений для ускорения и автоматизации расчета параметров ЛИТК больших многокамерных кист Бейкера разработано и внедрено специальное программное обеспечение.

Описание принципов работы программного обеспечения

Для удобства работы пользователя создан специальный интерфейс с полями для введения индивидуальных параметров мощности лазерного излучения и измеренного коэффициента теплоотдачи α . Далее вводятся исходные размеры кисты, средняя толщина ее стенки, определенные методом измерения дистанций на изображениях МРТ.

Также в окне интерфейса предусмотрены поля, в которые перед каждой манипуляцией должны быть внесены данные о расстояниях между стенкой кисты и ближайшими функционально важными анатомическими структурами. Необходимые для расчетов исходные значения теплофизических свойств термонесущей жидкости и биотканей, полученные нами экспериментально, заложены в программу как константы.

На основании введенных данных рассчитывается динамика повышения температуры в различных точках стенки кисты и окружающей ее жировой ткани.

Работу программного обеспечения лазер-индуцированной термокоагуляции можно рассмотреть на следующем примере, приведенном на рисунке 17.

При сравнении графиков на рисунках 15 и 17 очевидно, что программа с учетом коэффициента теплоотдачи α прогнозирует

достижение температуры $70\text{ }^{\circ}\text{C}$ теплоносителем при лазер-индуцированном нагреве гораздо позже, через 520 секунд, на наружной стенке кисты в этот момент температура $68\text{ }^{\circ}\text{C}$, а на расстоянии более 6 мм — $52\text{ }^{\circ}\text{C}$.

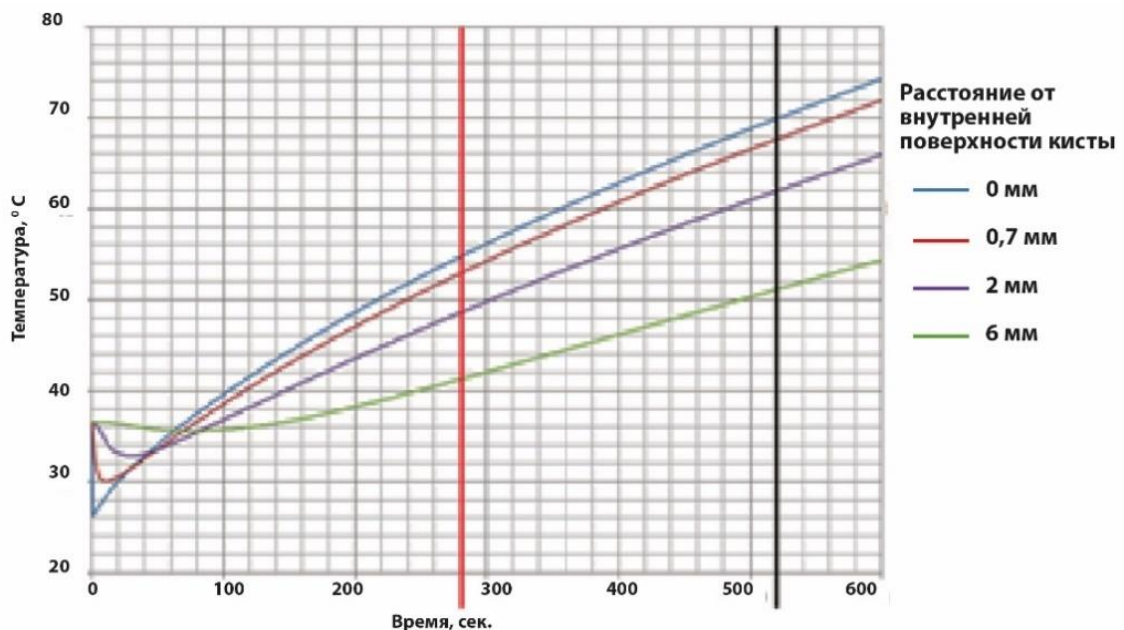


Рисунок 17 — Красной вертикальной линией отмечен период нагрева, определенный для пациентки 1 методом математического моделирования; черной вертикальной линией — время, рассчитанное программой для ЭВМ с уточненным алгоритмом

4.2 Клинический раздел

Сравнение исследуемых и контрольных групп по клиническим шкалам и параметрам оценки исходного состояния в предоперационном периоде

В процессе исследования пациенты последовательно образом формировали три группы: А1 (27 чел.), А2 (45 чел.), В (33 чел.), сравнение которых было выполнено ретроспективно. Значимость различий по исследуемым антропометрическим показателям и клиническим шкалам приведена в сводных таблицах 1, 2.

Для сравнения переменных, измеренных в количественной шкале, использовали однофакторный дисперсионный анализ (ANOVA), предназначенный для одновременного сравнения средних значений двух и более групп. Для сравнения качественных показателей использовали критерий χ^2 .

Таблица 1 — Количественные показатели основной и контрольной групп по базовым параметрам наблюдения (средние значения)

	Подгруппа A1 (n=27)	Подгруппа A2 (n=45)	Группа В (n=33)	F	P=
Боль в пораженном суставе при ходьбе (ВАШ)	40±7,1	33,12±8,4	59,75±8,43	0,451	0,642
Боль в пораженном суставе в покое (ВАШ)	19,8±4,3	22,75±2,47	20±8,8	0,756	0,480
Оценка общего состояния здоровья (ВАШ)	34±2,4	49,07±3,43	36,75±5,36	1,212	0,314
Рост (см)	163±6,1	162,22±6,3	166,78±6,3	0,354	0,689
Вес (кг)	76±4,6	77,33± 3,6	80,67±3,6	0,361	0,701
ИМТ	30,5±1,7	27,54±1,8	29,26±1,8	0,501	0,613
Средний возраст	61±11,2	57±8,03	57±8,03		
Средняя продолжительность заболевания (год)	1,6±0,6	4,79±0,03	0,9±0,03	1,302	0,282
Объем кисты (см ³)	26,89± 6,1	24,36±9,61	36,9±9,6	0,439	0,649
Количество камер	2,43±0,7	2,9±0,02	2,44±0,02	2,338	0,120
Окружность бедра на стороне кисты (см)	52,2±3,1	50,77± 2,3	51,5±2,3	0,581	0,567
Окружность сустава на стороне кисты (см)	40,03±4,1	40,46±2,3	42,96±2,3	1,575	0,231
Разница окружности на уровне средней трети бедра (см)	1,08±0,003	1,52 см±0,04	1,0 см±0,04	1,356	0,256
Разница окружности на уровне коленного сустава (см)	0,65±0,004	1,94±0,005	0,38±0,005	1,020	0,147
Угол сгибания	111°±9,3	104,91°±7,6	123±7,6	3,294	0,056

Таблица 2 — Качественные показатели основной и контрольной групп по базовым параметрам наблюдения (средние значения), (абс. значения)

		Подгруппа А1 (n=27)		Подгруппа А2 (n=45)		Группа В (n=33)		p
		Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%	
Пол	мужчина	0	0,0	3	6,7	12	36,4	0,085
	женщина	27	100,0	42	93,3	21	63,6	
Локализация кисты Бейкера	правый сустав	12	44,4	0	0,0	30	90,9	0,027
	левый сустав	15	55,6	45	100,0	3	9,1	
Анамнез	Наличие травмы	6	22,2	12	26,7	6	18,2	0,728
Шкала K&L	1 стадия	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0,221
	2 стадия	6	22,2	3	6,7	3	9,1	
	3 стадия	12	44,4	24	53,3	21	63,6	
	4 стадия	9	33,3	18	40,0	9	27,3	
Шкала R&L	0 степень	9	33,3	12	26,7	9	27,3	0,519
	1 степень	9	33,3	9	20,0	9	27,3	
	2 степень	6	22,2	21	46,7	15	45,5	
	3 степень	3	11,1	3	6,7	0	0,0	
АФИ Лекена; Степени выраженности	слабая	6	22,2	6	13,3	12	36,4	0,480
	средняя	0	0,0	12	26,7	3	9,1	
	выраженная	6	22,2	9	20,0	3	9,1	
	значительно выраженная	3	11,1	6	13,3	6	18,2	
	резко выраженная	12	44,4	12	26,7	9	27,3	
Период развития кисты	1 период	9	33,3	18	40,0	9	27,3	0,355
	2 период	18	66,7	21	46,7	24	72,7	
	3 период	0	0,0	6	13,3	0	0,0	

Результаты методов инструментального исследования коленных суставов

Ультразвуковое исследование в предоперационном периоде. До операции всем 105 пациентам в выборочной совокупности выполнено УЗИ коленного сустава. В основном, кисты были сложной формы, среднее количество камер — $2,59 \pm 0,74$ (рис. 18). Средняя длина — $44,5 \text{ мм} \pm 5,17$, ширина — $27,75 \text{ мм} \pm 3,26$, высота — $23,8 \pm 2,91$ мм. Умножением этих результатов был вычислен средний объем — $29,39 \pm 4,55 \text{ см}^3$. Значение среднего объема кисты было принято в качестве критерия для наблюдения в послеоперационном периоде, поскольку в него включены все три линейных размера.



Рисунок 18 — Однородное анэхогенное объемное образование с четкими ровными контурами, связанное с капсулой сустава. Определяется утолщение верхней стенки кисты

Магнитно-резонансная томография в предоперационном периоде. За 2 недели перед операцией все 72 пациента из исследуемых подгрупп А1 и А2 выполнили МРТ коленного сустава. Дополнительно мы проанализировали результаты обследования 8 больных из группы сравнения В.

Оценка размеров подколенных кист. Измерение линейных размеров кист осуществляли на рабочей станции МР-томографа с помощью электронной линейки. Средняя длина кист составила $34 \pm 2,1$ мм (от 11 до 68 мм). В большинстве случаев — в 62 (78 %) — длина кист была не более 40 мм. Средняя ширина кист составила $15 \pm 1,2$ мм (от 4 до 31 мм). В 58 (73 %) случаях ширина кист была в пределах 20 мм. Средняя высота кист — $58 \pm 2,9$ мм (от 25 до 102 мм). В большинстве случаев — в 60 (75 %) — высота кист не превышала 70 мм.

Объем кист, полученный перемножением трех линейных размеров, определялся в диапазоне от 10,2 до 194,2 см³ и в среднем составил 39,71 ± 6,73 см³.

Оценка толщины стенки кисты и наличия внутрикистозных хондральных тел. Учитывая, что толщина стенки в разных отделах кисты неравномерная, измерения проводили на уровне максимальной и минимальной толщины. Максимальная толщина стенки кисты колебалась от 0,5 до 2,3 мм, в среднем — 1,1 ± 0,08 мм. Минимальная толщина стенки кисты колебалась от 0,2 до 0,7 мм, в среднем — 0,3 ± 0,04 мм.

Оценка количества камер кист Бейкера. В двух случаях (2,5 %) выявлена однокамерная киста Бейкера. В 38 (47,5 %) наблюдениях в кистах Бейкера было от 2 до 5 камер, в 40 (50 %) — от 6 до 17 камер. В среднем определялось 6,8 ± 0,8 камеры на одну кисту. На рисунке 19 — МР-томограммы пациентов с кистами Бейкера с различным количеством камер.

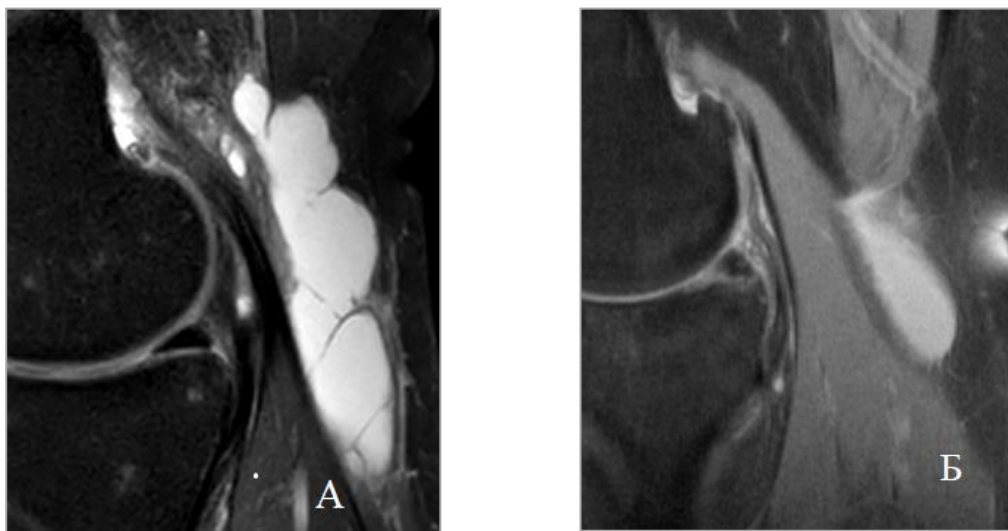


Рисунок 19 — Магнитно-резонансные томограммы коленных суставов. Сагиттальные протон-взвешенные изображения с подавлением сигнала от жировой ткани (PD SPAIR): А — многокамерная киста (количество камер — 17); Б — однокамерная киста

Оценка расстояния от кист Бейкера до ближайших анатомических структур. Важным прогностическим показателем возможных осложнений, а также выбора метода лечения является расстояние до ближайших функционально важных структур, таких как артерия, вена, нерв и кожа (рис. 20).

Среднее расстояние до подколенной артерии составило $14,6 \pm 1,2$ мм; до подколенной вены — $14 \pm 1,2$ мм; до большеберцового нерва — $15 \pm 1,3$ мм; до кожи — $8,9 \pm 1,0$ мм.

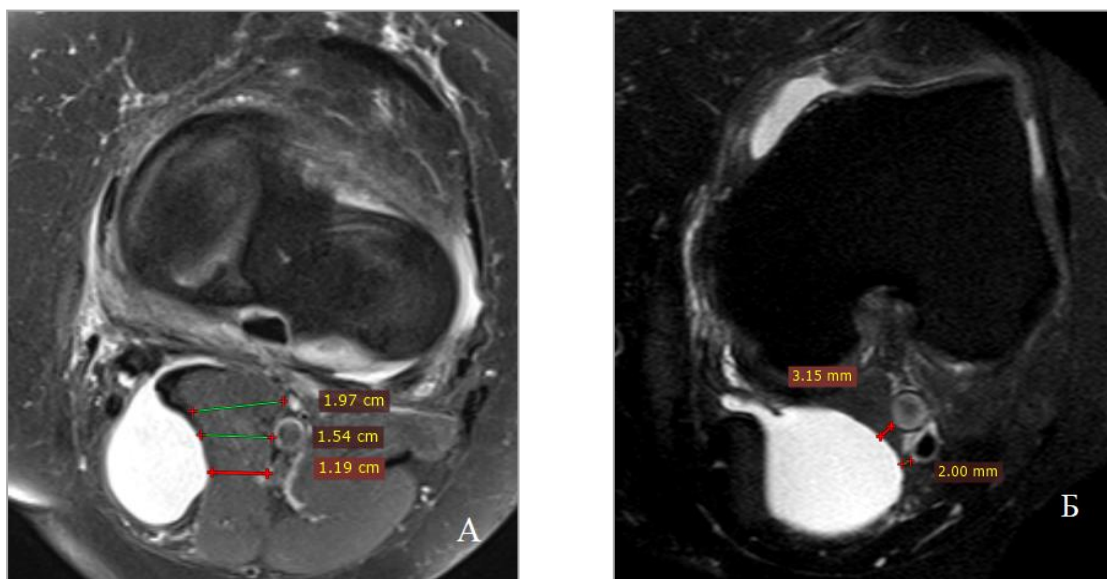


Рисунок 20 — Магнитно-резонансные томограммы коленных суставов пациента: А, Б — аксиальные протон-взвешенные изображения: А — в подколенной ямке определяется гиперинтенсивное образование (киста Бейкера), минимальное расстояние до большеберцового нерва составляет 12 мм, до подколенной артерии — 15 мм, до подколенной вены — 20 мм; Б — в подколенной ямке определяется гиперинтенсивное образование (киста Бейкера), минимальное расстояние от кисты Бейкера до подколенной артерии — 2 мм, до подколенной вены — 3 мм

Сравнение возможностей магнитно-резонансной томографии и ультразвукового обследования коленного сустава. Количественное сопоставление показало, что методы МРТ и УЗИ у больных с кистой Бейкера дают значительно различающиеся результаты ($p < 0,05$). Некоторые параметры невозможно сравнивать по причине не только различающихся физических основ получения изображения, но и отличающейся степенью зависимости от оператора.

Учитывая результаты сравнения методик, мы пришли к выводу, что для нашего исследования УЗИ оптимальнее использовать с целью контроля манипуляции, динамического наблюдения в послеоперационный период и оценки эффективности проведенного лечения. Соответственно, МРТ целесообразнее назначать в дооперационном периоде для выявления сопутствующей внутрисуставной патологии и изучения синтопии кисты Бейкера. Этот вид исследования также использован нами в качестве

источника объективных данных для предварительного расчета параметров лазер-индуцированной термокоагуляции.

Ближайшие и отдаленные результаты ЛИТК кисты Бейкера (подгруппа А1)

Через три дня после вмешательства все больные отмечали значительное улучшение функции прооперированного коленного сустава, что отражалось снижением степени нарушения функции сустава по шкале R & L до 0, а АФИ Лекена — до 2,0. Также отмечалось снижение болевого синдрома в прооперированном суставе при ходьбе и в покое (с $40 \pm 7,1$ до 16 и с $19,8 \pm 4,3$ до 9,75 соответственно). Эти наблюдения согласуются с динамикой среднего объема кист. Данная тенденция отмечалась до 14 суток, а к 3-му контрольному осмотру болевой синдром и степень выраженности нарушения функции коленного сустава вновь нарастали, но не достигали исходных значений. При этом продолжалось уменьшение среднего объема кисты с исходных $26,89 \pm 6,1$ до 5 см^3 .

К концу 6-месячного срока курации вновь зафиксировано снижение всех регистрируемых показателей. Однако средний объем кист не снижался до 0, оставаясь на уровне $4,2 \text{ см}^3$, что связано с регистрацией случаев неэффективности лазер-индуцированной термокоагуляции и рецидивом кист Бейкера (табл. 3).

Объективными признаками этих изменений являлась динамика окружности коленного сустава и толщины внутрисуставного выпота, определяемого методом сонографии, в наднадколенниковом завороте. Так, например, окружность коленного сустава с кистой Бейкера до манипуляции в подгруппе А1 в среднем равнялась $40,03 \pm 4,16 \text{ см}$, толщина синовиального выпота в диапазоне от 2 до 4 мм отмечена у 15 (51,7 %) человек. А на 14-е сутки значения окружности сустава и количество пациентов с толщиной внутрисуставного выпота от 2 до 4 мм возвращались к исходным показателям. К 6-му месяцу окружность коленного сустава уменьшалась в среднем на $1,5 \pm 0,003 \text{ см}$, а больных с признаками внутрисуставного экссудата не было. При подведении итогов исследования в подгруппе А1 рецидив зафиксирован у 9 (33,3%) пациентов.

В дальнейшем, после завершения эксперимента, все пациенты подгруппы А1 без эффекта от ЛИТК или с рецидивом кисты Бейкера были прооперированы по методике, примененной в подгруппе А2. Данные пациенты в подгруппу А2 не включались, поскольку ранее выполненная ЛИТК является критерием исключения (предшествующее оперативное лечение по поводу кисты Бейкера).

Ближайшие и отдаленные результаты ЛИТК с применением программного обеспечения с учетом коэффициента теплоотдачи α (подгруппа А2)

В подгруппе А2 через три дня после вмешательства большинство пациентов отмечали значительное улучшение функции прооперированного коленного сустава по шкале R & L ($0,6 \pm 0,015$), а в конце наблюдения данный показатель снизился до $0,25 \pm 0,03$. При статистическом анализе нами выявлено, что средние значения степени нарушения функции сустава по шкале R & L существенно снижались от первого дня наблюдения к последнему ($p=0,040$).

Средний балл АФИ Лекена в течение 14 дней снижался вплоть до $6,2 \pm 0,047$, но точно так же, как и в группах А1 и В, однако в дальнейшем наблюдался рост его значений, продолжающийся до 3-го месяца наблюдения. При этом к концу исследования он незначительно снижался по сравнению с дооперационными показателями. При статистическом анализе выявлено, что средние значения балла АФИ Лекена в различные периоды наблюдения значимо не различались ($p=0,571$).

Динамика параметров, оцениваемых по шкале ВАШ, указывает на усиление болевого синдрома в прооперированном суставе как при ходьбе, так и в покое, что наблюдалось вплоть до 3-го месяца.

Измерения среднего объема кист Бейкера через 3 суток после ЛИТК зафиксировали его резкое уменьшение, которое продолжалось в течение всего периода наблюдения, достигая $0,06 \pm 0,001 \text{ см}^3$ в моменте его завершения. Положительное значение этого показателя связано с выявлением 4 (8,8%) случаев рецидива кисты Бейкера (табл. 4).

У пациентов подгруппы А2 обнаружены особенности динамики изменения окружности коленного сустава и толщины внутрисуставного выпота в наднадколенниковом завороте. В среднем окружность коленного сустава с кистой Бейкера до операции была $40,33 \pm 3,15 \text{ см}$, толщина синовиального выпота свыше 2 мм отмечалась у всех 45 (100 %) больных.

На 14-е сутки окружность сустава и количество пациентов с толщиной внутрисуставного выпота от 2 до 4 мм были без изменений. К 6-му месяцу окружность в среднем уменьшалась на $0,5 \pm 0,03 \text{ см}$, а больных без признаков внутрисуставного выпота было 20 (44,4 %), с толщиной слоя жидкости меньше 2 мм — 15 (33,3 %), пациентов с высотой слоя экссудата в наднадколенниковом завороте от 2 до 4 мм — 10 (22,3 %).

К 6-му месяцу окружность в среднем уменьшалась на $0,5 \pm 0,03 \text{ см}$, а больных без признаков внутрисуставного выпота было 20 (44,4 %) человек, с толщиной слоя жидкости меньше 2 мм — 15 (33,3 %), пациентов с

высотой слоя экссудата в наднадколенном завороте от 2 до 4 мм — 10 (22,3 %).

При статистическом анализе подтверждено, что эффективность методики составляет 91,2%. Побочных эффектов и местных осложнений в данной подгруппе не наблюдалось.

Ближайшие и отдаленные результаты открытого иссечения кисты Бейкера (группа В)

Амбулаторное наблюдение за этой категорией пациентов начинали с 14-х суток, поскольку выписка из стационара производилась через 10-12 дней после вмешательства.

При первом контрольном осмотре мы отмечали уменьшение числа жалоб, появление которых в дооперационном периоде было обусловлено наличием кисты Бейкера. Через 3 месяца критерий по шкале R & L снижался практически до 0,5 и сохранялся на этом уровне до полугода, что соотносится с аналогичными показателями в подгруппе А1. Интересно отметить, что даже в случаях рецидива кисты интегральный показатель, оцениваемый по шкале R & L, в динамике не имел никаких отличий. В конце 2-й недели средний балл АФИ Лекена от $2,7 \pm 0,004$ в предоперационном периоде уменьшался до $0,63 \pm 0,001$, но к 3-му месяцу наблюдений резко повышался до $5,8 \pm 0,002$. При этом средний балл АФИ Лекена к концу исследования становился практически равным дооперационным показателям ($2,36 \pm 0,003$).

Динамика критериев, оцениваемых по шкале ВАШ, указывает на резкое усиление болевого синдрома в прооперированном суставе при ходьбе и в покое через 3 месяца после хирургического лечения.

Анализ изменений среднего объема кист Бейкера показывает, что с 3-го месяца имеется увеличение этого параметра, что также связано с выявлением пациентов с рецидивом кисты Бейкера и увеличением ее средних размеров до предоперационных. В целом наблюдалось уменьшение среднего объема кисты с $36,9 \pm 9,6 \text{ см}^3$ до $5,2 \text{ см}^3$ (табл. 5).

Таблица 3 — Динамика средних значений основных наблюдаемых параметров в подгруппе А1*

Параметр	До операции	Послеоперационный период				p
		3 день	14 дней	3 мес.	6 мес.	
R & L	1,11±0,016	0	0,24±0,012	0,85±0,007	0,5±0,009	0,001
АФИ Лекена	3,56±0,03	2,0±0,01	0,3 ±0,002	5,2±0,06	3,2±0,02	0,348
Средний объем кисты (см ³)	26,89± 6,1	14,6±1,12	10±0,71	5±0,62	4,2±0,35	0,005

Примечание: * Paired Samples Test рассчитывался для первого и последнего дней наблюдения.

Таблица 4 — Динамика средних значений основных наблюдаемых параметров в подгруппе А2*

Параметр	До операции	Послеоперационный период				p
		3 день	14 дней	3 мес.	6 мес.	
R & L	1,33± 0,021	0,6±0,015	0,6±0,07	0,8±0,01	0,25±0,03	0,040
АФИ Лекена	10,4±0,04	6,6±0,031	6,2±0,047	8,4±0,054	7,0±0,032	0,571
Средний объем кисты (см ³)	24,36 ± 9,61	6,32± 1,012	2,92±0,023	0,92± 0,0025	0,06± 0,001	0,001

Примечание: *Paired Samples Test рассчитывался для первого и последнего дней наблюдения.

Таблица 5 — Динамика средних значений основных наблюдаемых параметров в группе В*

Параметр	До операции	Послеоперационный период				p
		3 день	14 дней	3 мес.	6 мес.	
R & L	1,18±0,0016	нет наблюдений	0,6±0,001	0,5±0,0025	0,5±0,0017	0,006
АФИ Лекена	2,7±0,004	нет наблюдений	0,63±0,001	5,8±0,002	2,36±0,002	0,457
Средний объем кисты (см ³)	36,9±9,6	нет наблюдений	0,3± 0,037	2,56± 0,041	5,2±0,023	0,018

У пациентов группы В имелись особенности изменения окружности коленного сустава и толщины внутрисуставного выпота в наднадколенниковом завороте. В среднем окружность коленного сустава с кистой Бейкера до операции в контрольной группе была $40,03 \pm 4,12$ см, толщина синовиального выпота свыше 2 мм отмечалась у 18 (54,5 %) больных. На 14-е сутки окружность сустава и количество пациентов с толщиной внутрисуставного выпота от 2 до 4 мм возвращались к исходным значениям. К 6-му месяцу окружность в среднем уменьшалась на $1,5 \pm 0,003$ см, а больных без признаков внутрисуставного выпота было 11 (33,3 %), с толщиной слоя жидкости от 2 до 4 мм — 17 (51,5 %), но появились больные со значительным количеством экссудата — 5 (15,2 %).

К 6 месяцу наблюдения в группе В рецидив был выявлен у 10 (30,3%) пациентов.

Анализ причин рецидивов после ЛИТК в подгруппе А1

Для уточнения влияния исходных значений по шкале R & L, АФИ Лекена и среднего объема кисты, измеренного методом сонографии, на частоту рецидивов у пациентов из подгруппы А1 была проведена дополнительная статистическая обработка результатов. При которой не было обнаружено статистически значимых различий между эффективностью лечения и исходными нарушениями функции сустава по R & L и АФИ Лекена ($p=0,823$). Соответственно, можно предположить, что нет статистически значимой связи между результатом лечения и исходными нарушениями функции сустава по АФИ Лекена.

Нами выявлена зависимость между результатом лечения и первоначальным объемом кисты Бейкера: рецидивы отмечались в случаях исходного среднего объема кисты — $29,0 \pm 2,6$ см³, а полная облитерация образования — при $16,0 \pm 1,5$ см³ ($p=0,012$). Таким образом, облитерация кист происходила только в случаях практически полного заполнения всей полости кисты Бейкера с введенным объемом (10 мл 0,25-процентным раствором лидокаина) теплоносителя.

Дальнейший анализ первичных результатов ЛИТК выявил, что значимым фактором является процесс теплопереноса от стенки кисты в окружающие ткани. Отсутствие в математической модели коэффициента теплоотдачи или применение его теоретического значения приводит к недостаточному термическому повреждению патологических тканей.

Сравнение результатов лечения больных в исследуемых подгруппах А1, А2 и группе сравнения В

Мы провели попарное сравнение средних значений степени нарушения функции сустава по шкале R & L всех групп, вошедших в

исследование (табл. 6). Достоверной разницы между этими группами до вмешательства не выявлено ($p=0,187$).

Таблица 6 — Средние значения степени нарушения функции сустава по шкале R & L до и после операции

Сравниваемая пара	До операции	Через 6 мес.
A1	1,11±0,016	0,5±0,009
A2	1,33± 0,021	0,25±0,03
p	0,357	0,041
B	1,18±0,0016	0,5±0,0017
A2	1,33± 0,021	0,25±0,03
p	0,264	0,037

При статистическом анализе конечных средних значений шкалы в группах обнаружено значимое отличие между группами A2 и A1 ($p=0,041$); A2 и B ($p=0,037$).

В начале исследования и через 6 месяцев средние значения балла АФИ Лекена в подгруппе A2 были значительно выше, чем в прочих группах (табл. 7).

Таблица 7 — Средние значения АФИ Лекена до и после операции

Сравниваемая пара	До операции	Через 6 мес.
A1	3,56±0,03	3,2±0,02
A2	10,4±0,04	7,0±0,032
p	0,032	0,0374
B	2,7±0,004	2,36±0,002
A2	10,4±0,04	7,0±0,032
p	0,041	0,027

Ни один из применяемых хирургических методов лечения кисты Бейкера не оказал значимого влияния на снижение средних значений по шкале Лекена. Также при сравнении средних значений субъективных ощущений, оцениваемых по шкале ВАШ в различные периоды наблюдения, достоверных отличий между группами не выявлено. Данные факты позволяют нам утверждать об отсутствии влияния исследуемых вмешательств на течение сопутствующего гонартроза.

Мы также попарно провели сравнение исходных и конечных средних значений объема кисты Бейкера (табл. 8). Обнаружено, что до операции отличия между группами были незначительные.

Таблица 8 — Средние значения объема кисты Бейкера до и после операции

Сравниваемая пара	До операции	Через 6 мес.
A1	26,89± 6,1	4,2±0,35
A2	24,36 ± 9,61	0,06± 0,001
p	0,421	0,034
B	36,9 ± 9,6	5,2±0,023
A2	24,36 ± 9,61	0,06± 0,001
p	0,108	0,016

Статистический анализ среднего объема кисты Бейкера на последнем контрольном приеме подтвердил значимое отличие между группами A2 и A1 ($p=0,034$) и A2 и B ($p=0,016$). В группе A2 киста полностью облитерирована в 91,2 %.

Обсуждение результатов исследования клинического применения метода программируемой ЛИТК больших многокамерных кист Бейкера

В соответствии с целью и поставленными задачами были последовательно сформированы и изучены две группы больных с кистой Бейкера, отличающиеся методом хирургического лечения.

В группе исследования (группа А; $n = 72$) применялся предложенный нами малоинвазивный метод хирургического лечения больших многокамерных кист Бейкера. Суть метода заключалась в термокоагуляции стенки кисты, инициированной контактным нагревом со стороны ее внутренней поверхности. В качестве теплоносителя использовали водный раствор местного анестетика, который пункционно введен в ее полость после полной эвакуации внутрикистозного содержимого. Внутриполостной нагрев теплоносителя до температуры 70°C осуществляли лазерным излучением с длиной волны 1,47 мкм.

Для определения оптимального сочетания мощности лазерного излучения и объема теплоносителя нами была разработана математическая модель. Результатом анализа сформулированной модели и вычислительного эксперимента, выполненного на её основе, определено, что применение лазерного излучения удельной мощностью больше, чем 1 Вт/мл приведет к быстрому перегреву ($>70^{\circ}\text{C}$) теплоносителя и внутренних слоев стенки кисты. При этом температура на наружной поверхности кисты будет ниже 50°C , что недостаточно для завершения коагуляционных процессов. В свою очередь, использование удельной мощности меньше, чем 1 Вт/мл вызовет практически линейное

распределение температуры в стенке кисты и окружающей жировой ткани. В данном случае перепад температур по толщине стенки кисты составит не более 10 °С, при этом температура жировой ткани, в момент коагуляции стенки кисты, будет превышать критическую величину 56–58 °С.

Опираясь на эти прогностические результаты математического моделирования, а также учитывая технические возможности имеющегося в нашем распоряжении оборудования, генерирующего лазерное излучение мощностью не более 12 Вт, был принят протокол ЛИТК, согласно которому в кисты любого объема вводилось 10 мл теплоносителя, а мощность лазерного излучения устанавливалась на уровне 10 Вт. Таким образом, удельная мощность лазерного излучения во всех случаях составила 1 Вт/мл. Продолжительность воздействия определяли в предоперационном периоде методом математического моделирования с учетом расстояния до ближайшей критически важной структуры (вены, артерии или нерва). На первом этапе при расчете продолжительности лазерного излучения не учитывали влияние коэффициента теплоотдачи α .

Применение данного протокола ЛИТК привело к частыми рецидивами (9; 30,3%), что сопоставимо ($p=0,568$) с результатами в группе сравнения В (10; 30,3%), в связи с чем исследование было приостановлено. Проведенный анализ причин рецидивов выявил, что повторно киста Бейкера формировалась у пациентов с исходным объемом образования более, чем $16,0 \pm 1,5 \text{ см}^3$ ($p=0,012$). Этот факт однозначно указал на негативное влияние неплотного контакта теплоносителя со всей внутренней поверхностью, а также на необходимость прямого определения теплоотдачи через стенки кисты в окружающие ткани.

Для модификации математической модели распределения температур в стенке кисты Бейкера и окружающей ее жировой клетчатке, а также для устранения недостатков методики расчета режима лазерного излучения в протокол ЛИТК было введено оригинальное интраоперационное измерение коэффициента теплоотдачи α . В связи с усложнением модели, значительного количества учитываемых данных и необходимостью быстрого расчета параметров лазерного излучения было создано программное обеспечение для автоматизации выбора эффективных и безопасных параметров лазер-индуцированной термокоагуляции (Свидетельство № 2019615782). Концепция «оптимальной удельной мощности» лазерного излучения (1 Вт/мл) далее не использовалась.

Таким образом, в ходе исследования группа А была разделена на подгруппы А1 ($n=27$) и А2 ($n=45$), в протоколе ЛИТК, которой уже

применяли введение теплоносителя в объеме, соответствующем размеру коагулируемой кисты, и программное обеспечение для автоматического расчета режимов лазерного излучения с учетом коэффициента теплоотдачи α .

Ближайшие и отдаленные результаты в исследуемых подгруппах сравнивались между собой и с контрольной группой В ($n=33$), пациенты которой были прооперированы методом открытого иссечения кисты Бейкера. После анализа полученных данных выявлено, что нет статистически значимого влияния пола, возраста, местной симптоматики, а также степени исходных нарушений функции коленного сустава по R & L и АФИ Лекена ($p=0,823$) на итог лечения. Единственно значимым параметром, влияющим на результат лечения, оказался объем кисты Бейкера, определяемый методом УЗИ ($p>0,05$). Поэтому за положительный исход лечения мы принимали только полную облитерацию кисты Бейкера после любого метода оперативного лечения.

С целью стандартизации методики выполнения ЛИТК больших многокамерных кист Бейкера нами разработан и внедрен в клиническую практику следующий лечебно-диагностический алгоритм:

1. Перед вмешательством выполнить МРТ коленного сустава с целью диагностики сопутствующих заболеваний и измерения толщины стенки кисты Бейкера, ее линейных размеров и расстояний от нее до анатомически важных структур. Ввести полученные значения в соответствующие поля интерфейса программного обеспечения ЛИТК.

2. Для получения исходных сведений о размерах кисты Бейкера и определения ее расположения в операционной непосредственно перед вмешательством выполнить УЗИ подколенной области.

3. Сразу же под контролем УЗИ полностью эвакуировать содержимое кисты через пункционную двухканальную иглу, измерить его объем и внести эти данные в соответствующие поля интерфейса программного обеспечения ЛИТК. После ввести в полость кисты местный анестетик в объеме, равном удаленному экссудату.

4. В операционной непосредственно перед вмешательством измерить коэффициент теплоотдачи α , занести полученное значение в соответствующее поле интерфейса программного обеспечения ЛИТК. С применением программного обеспечения рассчитать необходимую продолжительность лазерного излучения.

5. В послеоперационном периоде наблюдать за пациентами через 3, 14 суток и через 3, 6 месяцев. В случае неэффективности через 6 месяцев выполнить повторное вмешательство.

При применении программируемой ЛИТК кисты Бейкера (8,8%) достоверно уменьшается количество рецидивов по сравнению с открытым методом иссечения кисты (30,3%) и с ЛИТК без учета коэффициента теплоотдачи α (33,3%). Данное утверждение демонстрирует рисунок 21, сравнивающий количество рецидивов, обнаруженных через 6 месяцев наблюдения за каждой группой (χ^2 , $p=0,015$).

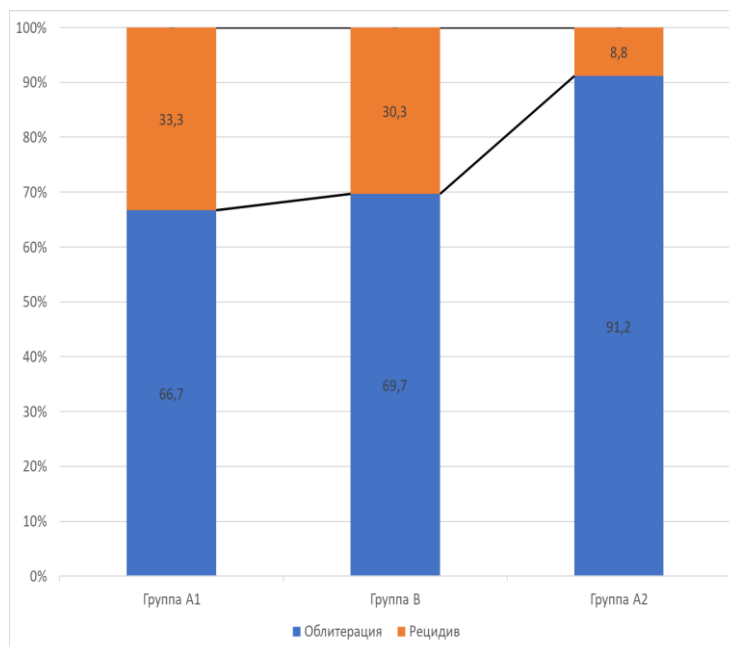


Рисунок 21 — Количество пациентов (в %) с рецидивом в клинических группах после завершения исследования

Подводя итоги сравнения результатов лечения, очевидно, что ЛИТК больших многокамерных кист Бейкера не требует госпитализации в хирургический стационар и привлечения анестезиологов-реаниматологов для выполнения манипуляции. Применение предлагаемой технологии приводит не только к уменьшению травматичности вмешательства, но и к сокращению затрат на лечение, а отдаленные результаты свидетельствуют об эффективности и надежности предложенного способа.

Использование для ЛИТК больших многокамерных кист Бейкера диагностического и лазер-генерирующего оборудования, широко распространенного в России, после непродолжительной подготовки персонала позволяет внедрить предлагаемую технологию в лечебных учреждениях любого уровня.

ВЫВОДЫ

1. В стенке большой многокамерной кисты Бейкера имеются выраженные признаки хронического воспаления и необратимого фиброза, что объясняет неэффективность методов лечения без удаления патологических тканей или деструктивного воздействия на них.

2. Обнаруженные нами капилляры под синовиальными клетками среди внутреннего слоя и более крупные микрососуды, расположенные в наружном слое стенки кисты Бейкера ближе к окружающей жировой ткани, свидетельствуют о двухуровневом варианте кровоснабжения. В связи с этим для тотальной облитерации микроциркуляторного русла стенки кисты Бейкера необходимо инициировать необратимую коагуляцию, распространяющуюся на всю ее толщину вплоть до окружающей жировой ткани, но при этом требуется обеспечить тепловую безопасность расположенных в ней сосудов и нервов.

3. Температура необратимой коагуляции стенки кисты составляет 68,1 °С, а окружающей ее жировой ткани — 71,3 °С. При этом удельная теплоемкость стенки кисты в момент фазового перехода в полтора раза выше теплоемкости окружающей ее жировой ткани, что обосновывает возможность и безопасность внутрисполостной лазер-индуцированной термокоагуляции.

4. При нагреве стенки кисты Бейкера деструктивные изменения возникали и распространялись по ее толщине в прямой зависимости от длительности воздействия, достигая сосудов наружного слоя. Недостаточный нагрев при ЛИТК стенки кисты Бейкера приводит к термическому повреждению только сосудов, расположенных под синовиальным слоем, что способствует рецидиву заболевания. Тотальная коагуляция всех сосудов, обеспечивающих трофику стенки кисты Бейкера, формировалась в период фазового перехода в момент нагрева тканей до температуры необратимой коагуляции.

5. Созданное программное обеспечение моделирования распределения тепловых полей при лазер-индуцированной термокоагуляции с учетом коэффициента теплоотдачи позволяет рассчитать параметры лазерного излучения, достаточные для инициирования необратимых гистологических изменений, на всю толщину стенки кисты Бейкера без теплового повреждения окружающей жировой ткани и находящихся в ней сосудов и нервов.

6. Разработанная двухканальная игла позволяет осуществлять эвакуацию содержимого кисты, введение местного анестетика и доставку

лазерного излучения к месту воздействия через единственный пункционный доступ.

7. Предлагаемый метод программируемой лазер-индуцированной термокоагуляции больших многокамерных кист Бейкера безопасен и выполним в лечебных учреждениях, оснащенных необходимым диагностическим и хирургическим оборудованием.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

Основным показанием к ЛИТК является наличие большой многокамерной кисты Бейкера, не поддающейся консервативной терапии. Изолированное применение методики возможно в качестве симптоматического лечения.

В предоперационном периоде мы рекомендуем измерять среднюю толщину стенки кисты, ее исходные размеры, а также расстояния между наружной поверхностью и ближайшими функционально важными анатомическими образованиями по МРТ-изображениям коленного сустава. МРТ-аппарат должен быть с напряженностью магнитного поля 1,5 Тл, полем обзора (FOV) — 18×18 см, толщиной среза — 3 мм, матрицей — 272×512 .

Для эффективной коагуляции необходимо, чтобы температура по всей толщине кисты во время нагревания достигала величины не меньшей чем $68,1^\circ\text{C}$. При вычислении мощности и времени воздействия лазерного излучения, достаточных для нагрева теплоносителя и всей толщи стенки кисты до $68,1^\circ\text{C}$, нужно учитывать поглощение скрытой теплоты денатурации коллагена I типа, которая составляет $-4,351$ Дж/г.

Перед каждым вмешательством должен быть определен индивидуальный коэффициент теплоотдачи α , значения которого относятся к исходным данным для математического моделирования пространственно-временного распределения температуры в системе «киста – жировая ткань».

Хирургический лазерный аппарат для ЛИТК больших многокамерных кист Бейкера должен излучать световые волны с длинами, находящимися в зоне так называемого водопоглощающего спектра ($1,47-1,54$ мкм). При мощности 10 Вт ЛИТК длится от 460 до 520 (в среднем — $480 \pm 8,12$) секунд, при этом затраченная энергия составляет от 4650 до 5210 Дж. Для персонифицированного расчета продолжительности и мощности лазерного излучения для ЛИТК необходимо применять программу для ЭВМ, созданную нами на основе разработанной математической модели.

В качестве теплоносителя целесообразно использовать 0,25-процентный водный раствор лидокаина, который не только является малотоксичным местным анестетиком с возможностью аппликационного нанесения, но и конвертирует поглощенную световую энергию лазерного излучения, а за счет конвекционного и контактного переноса обеспечивает равномерное распределение тепловой энергии по всей внутренней поверхности даже большой многокамерной кисты.

Аппаратная визуализация имеет важное значение, поскольку позволяет объективно наблюдать за ходом основных этапов ЛИТК и избегать неточностей при ее выполнении. Контроль вмешательства нужно осуществлять в режиме реального времени на ультразвуковых приборах экспертного класса с линейным датчиком длиной 5 см с частотой излучения 5–15 МГц с использованием программ двухмерной томографии (В-режим).

Применение разработанной нами двухканальной пункционной иглы позволяет сохранять неизменным объем введенного раствора местного анестетика в полости кисты на протяжении всей манипуляции. Жесткий корпус иглы предохраняет световод от случайных повреждений.

СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Сравнение эффективности интерстициальной лазерной облитерации и артроскопической коагуляции соустья кисты Бейкера / С. А. Чернядьев, А. И. Чернооков, А. В. Жилияков, Н. Ю. Коробова // Хирург. – 2014. – № 10. – С. 73–77.

2. Сравнение эффективности пункционной УЗИ-контролируемой лазерной облитерации синовиальных кист и бурситов с консервативными методиками / С. А. Чернядьев, А. И. Чернооков, А. В. Жилияков, Н. Ю. Коробова // Лазерная медицина. – 2014. – Т. 18. – № 4. – С. 28.

3. Патент № 148055 Российская Федерация. Пункционная игла для проведения внутрисуставной коагуляции : 2014133774/14 : заявл. 15.08.2014 : опубл. 20.11.2014 / Жилияков А. В., Аретинский В. Б. – 12 с. : ил. – Текст : непосредственный.

4. Патент № 162236 Российская Федерация. Пункционная игла для проведения внутрисуставной коагуляции : 2014154046/14 : заявл. 29.12.2014 : опубл. 27.05.2016 / Жилияков А. В., Аретинский В. Б. – 6 с. : ил. – Текст : непосредственный.

5. Медико-социальная значимость стационарзамещающих технологий на примере диагностики и лечения кисты Бейкера / С. А. Чернядьев, А. И. Чернооков, Н. И. Сивкова [и др.] // Социология медицины. – 2015. – Т. 14. – № 1. – С. 30–33.

6. Особенности патологических изменений костных тканей коленного сустава у больных кистой Бейкера / С. А. Чернядьев, А. И. Чернооков, Е. А. Гребенев [и др.] // Вестник Российского научного центра рентгенорадиологии Минздрава России. – 2015. – Т. 15. – № 2. – Url: http://vestnik.rncrr.ru/vestnik/v15/papers/ziliakov_v15.htm (дата обращения: 15.04.2017). – Текст : электронный.

7. Оценка характера, частоты развития и тяжести клинических проявлений после проведения интерстициальной лазерной облитерации кист Бейкера / С. А. Чернядьев, А. И. Чернооков, А. В. Жилияков, Н. Ю. Коробова // Лазерная медицина. – 2015. – Т. 19. – № 2. – С. 14–17.

8. Использование ультразвукового метода для контроля выполнения интервенционной лазерной облитерации кисты Бейкера и оценки ее ближайших результатов / С. А. Чернядьев, А. И. Чернооков, А. В. Жилияков, Н. Ю. Коробова // Радиология – практика. – 2015. – № 3 (51). – С. 21–28.

9. Дегенеративные повреждения менисков у бессимптомных пациентов и больных кистой Бейкера: сравнительный анализ / С. А. Чернядьев, А. И. Чернооков, Е. А. Гребенев [и др.] // Забайкальский медицинский вестник. – 2015. – № 3. – С. 36–42.

10. Особенности патологических изменений фиброзно-хрящевых тканей коленного сустава у больных с кистой Бейкера / С. А. Чернядьев, А. И. Чернооков, Е. А. Гребенев [и др.] // Вестник рентгенологии и радиологии. – 2016. – Т. 97. – № 5. – С. 274–282.

11. Патент № 2652750 Российская Федерация. Способ лечения полостных образований : 2016152022 : заявл. 27.12.2016 : опубл. 28.04.2018 / Аретинский В. Б., Жилияков А. В., Аретинский А. В. – 8 с. ; ил. – Текст : непосредственный.

12. Чернядьев, С. А. Внутриполостная УЗИ-контролируемая лазерная облитерация кисты Бейкера / С. А. Чернядьев, А. В. Жилияков, Н. Ю. Коробова. – Екатеринбург: УГМУ, 2016. – 72 с.

13. УЗИ-контролируемая внутриполостная лазерная облитерация кист: Учебное пособие / А. В. Жилияков, И. А. Абушкин, А. В. Лаппа [и др.] ; под ред. В. А. Привалова. – Челябинск : Титул, 2016. – 100 с.

14. Патент № 176655 Российская Федерация. Интродьюсер для проведения лазер-индуцированной и фотодинамической термокоагуляции

: 2017123145 : заявл. 29.06.2017 : опубл. 24.01.2018 / Аретинский В. Б., Аретинский А. В., Жилияков А. В. – 4 с. ; ил. – Текст : непосредственный.

15. Внутриполостная лазерная облитерация кист Бейкера под ультразвуковой навигацией / И. В. Крочек, С. В. Сергийко, А. В. Жилияков [и др.] // Актуальные аспекты лазерной медицины : Материалы Всероссийской научно-практической конференции с международным участием. – Челябинск, 2017. – С. 25–28.

16. Сравнение внутрисуставных изменений, обнаруженных методом МРТ у пациентов с кистой Бейкера и без нее / С. А. Чернядьев, А. В. Аретинский, Н. И. Сивкова [и др.] // Вестник Российского научного центра рентгенорадиологии Минздрава России. – 2017. – Т. 17. – № 4. – 23. – Url: <http://vestnik.rncrr.ru/vestnik/v17/docs/zhilyakov.pdf> (дата обращения: 10.04.2018). – Текст : электронный.

17. Теоретические основы расчета энергетических параметров лазерного излучения для термокоагуляции кисты Бейкера / С. А. Чернядьев, А. В. Аретинский, Н. И. Сивкова [и др.] // Вестник экспериментальной и клинической хирургии. – 2017. – Т. 11. – № 4. – С. 304–309.

18. Fiber pyrometer for the control of Baker's cyst laser obliteration / A. S. Shmygalev, D. S. Suchkova, A. S. Korsakov [et al.] // Proceedings : International Conference Laser Optics 2018, ICLO. – 2018. – P. 480. – Doi: 10.1109/LO.2018.8435703.

19. Калориметрическое исследование биоткани кисты Бейкера / С. А. Чернядьев, В. Б. Аретинский, Н. И. Сивкова [и др.] // Биофизика. – 2018. – Т. 63. – № 6. – С. 1221–1225.

20. Определение эффективного режима лазерного излучения для коагуляции стенки кисты Бейкера в эксперименте *ex vivo* / С. А. Чернядьев, А. В. Аретинский, Н. И. Сивкова [и др.] // Вестник экспериментальной и клинической хирургии. – 2018. – Т. 11. – № 2. – С. 119–125.

21. Математическое моделирование теплофизических процессов в стенке кисты Бейкера, при нагреве внутрикистозной жидкости лазерным излучением длиной волны 1.47 мкм / С. А. Чернядьев, А. В. Жилияков, В. И. Горбатов [и др.] // Компьютерные исследования и моделирование. – 2018. – Т. 10. – № 1. – С. 103–112.

22. Куликовский, А. Н. Программно-аппаратный комплекс для внутритканевой термометрии в процессе лазерных хирургических операций / А. Н. Куликовский, А. В. Лаппа, А. В. Жилияков // Вестник Совета молодых ученых и специалистов Челябинской области. – 2018. – Т. 2. – № 1(20). – С. 65–66.

23. Горбатов В.И., Жилияков А.В. Прогнозирование распределения тепловых потоков. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ RUS 2019615782 22.04.2019.

24. Двухканальный интродьюсер для опосредованной лазер-индуцированной термокоагуляции кисты Бейкера / А. В. Жилияков, С. А. Чернядьев, Н. Ю. Коробова, В. Б. Аретинский // Медицинская техника. – 2019. – Т. 315. – № 3. – С. 9–12.

25. Алгоритм математического моделирования лазер-индуцированной опосредованной термокоагуляции кисты Бейкера / В. И. Горбатов, С. А. Чернядьев, А. В. Жилияков // Биофизика. – 2019. – Т. 64. – № 4. – С. 821–826.

26. Моделирование *ex vivo* процесса термокоагуляции стенки кисты Бейкера в изотермическом режиме / С. А. Чернядьев, В. Б. Аретинский, Н. И. Сивкова [и др.] // Патологическая физиология и экспериментальная терапия. – Том 63. – № 3. – 2019. – С. 134-140.

27. Методы лучевой диагностики в динамическом контроле эффективности лазер-индуцированной термокоагуляции кисты Бейкера / С. А. Чернядьев, В. Б. Аретинский, Н. И. Сивкова // Вестник рентгенологии и радиологии. – 2019. – Т. 100. – №. 4. – С. 222-228.

28. Кластеризация случаев кисты Бейкера по МРТ признакам как метод отбора пациентов для лазер-индуцированной термокоагуляции / С. А. Чернядьев, В. Б. Аретинский, В. С. Блинов [и др.] // Уральский Медицинский журнал. – 2020. – Т. 180. – №. 3. – С. 117-127.

29. Модернизированная методика лазер-индуцированной термотерапии кисты Бейкера / А. В. Жилияков, С. А. Чернядьев, Н. Ю. Коробова, В. Б. Аретинский // Лазерная медицина. – 2019. – Т. 23. – №. S3. – С. 19-19.

30. Параллели между данными УЗИ, МРТ и интраоперационной биопсией кисты Бейкера после лазер-индуцированной термокоагуляции. Сообщение о двух случаях / С. А. Чернядьев, В. Б. Аретинский, В. С. Блинов [и др.] // Уральский Медицинский журнал. – 2020. – Т. 180. – №. 3. – С. 109-116.

31. Осложнение лазер-индуцированной термокоагуляции кисты Бейкера / С. А. Чернядьев, В. Б. Аретинский, А. В. Жилияков [и др.] // Гений ортопедии. – 2020. – Т. 26. – № 1. – С. 95-98.

32. Оценка особенностей кист Бейкера по данным магнитно-резонансной томографии и их корреляция с возрастом пациентов / С. А. Чернядьев, В. Б. Аретинский, Н. И. Сивкова [и др.] // Вестник рентгенологии и радиологии. – 2020. – Т. 101. – №. 3. – С. 155-162.

Научное издание

Жиляков Андрей Викторович

МЕТОД ПРОГРАММИРУЕМОЙ ЛАЗЕР-ИДУЦИРОВАННОЙ
ТЕРМОКОАГУЛЯЦИИ БОЛЬШИХ МНОГОКАМЕРНЫХ КИСТ
БЕЙКЕРА (ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-КЛИНИЧЕСКОЕ
ИССЛЕДОВАНИЕ)

3.1.9. Хирургия

3.1.8. Травматология и ортопедия

Автореферат диссертации на соискание ученой степени
доктора медицинских наук

Автореферат напечатан по решению диссертационного совета 21.2.074.01
ФГБОУ ВО УГМУ Минздрава России 27.12.2021 г.

Подписано в печать _____ г.

Формат 60 × 84 1/16. Усл. печ. л. 1,0. Тираж 100 экз.

Отпечатано в типографии ФГБОУ ВО УГМУ Минздрава России.