

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ ПЕРВЫЙ МОСКОВСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ
И.М. СЕЧЕНОВА МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ (СЕЧЕНОВСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ)

На правах рукописи



Климов Роман Евгеньевич

**Оптимизация параметров тулиевой волоконной литотрипсии в клинической
практике**

14.01.23 – Урология

Диссертация

на соискание ученой степени

кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук, профессор
Рапопорт Леонид Михайлович

Москва – 2021

Оглавление

Введение	4
Глава 1. Обзор литературы	11
1.1 Этиология МКБ.....	11
1.2 История эндоурологии.....	15
1.3 Литотрипсия: от электрогидравлической до тулиевой волоконной.....	20
Глава 2. Материалы и методы	32
2.1 Характеристика методов исследования, применяемых на этапе подготовки пациентов перед выполнением контактной тулиевой волоконной литотрипсии.....	33
2.2 Характеристика хирургического инструментария и больных, перенесших гибкую ретроградную интратрениальную нефролитотрипсию.....	35
2.3 Характеристика хирургического инструментария и больных, перенесших миниперкутанную нефролитотрипсию.....	36
2.4 Характеристика хирургического инструментария и больных, перенесших контактную уретеролитотрипсию.....	38
2.5 Характеристика хирургического инструментария и больных, перенесших цистолитотрипсию	39
2.6 Характеристика операционной, лазерного аппарата, особенности подачи ирригационной жидкости, видеофиксация во время выполнения гибкой ретроградной нефролитотрипсии, миниперкутанной нефролитотрипсии, контактной уретеролитотрипсии, цистолитотрипсии.....	40
Глава 3. Собственные результаты	43
3.1 Гибкая ретроградная интратрениальная нефролитотрипсия с использованием суперимпульсивного тулиевого волоконного лазера, длинной волны 1,94 мкм.....	43
3.2 Миниперкутанная нефролитотрипсия с использованием суперимпульсивного тулиевого волоконного лазера, длинной волны 1,94 мкм.....	49
3.3 Контактная уретеролитотрипсия с использованием суперимпульсивного	

тулиевого волоконного лазера, длиной волны 1,94 мкм	58
3.4 Цистолитотрипсия с использованием суперимпульсивного тулиевого волоконного лазера, длиной волны 1,94мкм.....	64
Глава 4. Клинические примеры	71
Заключение	90
Выводы.....	104
Практические рекомендации.....	106
Список сокращений и условных обозначений.....	107
Список литературы.....	109

Введение

Актуальность темы исследования

Мочекаменная болезнь (МКБ) - одно из ведущих урологических заболеваний, к сожалению, склонное к тяжелому течению и рецидивированию [1-6]. В урологическом стационаре больные уролитиазом составляют до 30-40%. Ежегодно выявляется 1 500 – 2 000 случаев первичного камнеобразования в мочевыводящих путях на 1 млн. населения [6-12].

Уровень заболеваемости мочекаменной болезнью неуклонно растет. В Российской Федерации показатели заболеваемости МКБ в 2016 году достигли 737,5 человек на 100 тыс. населения, по данным Министерства здравоохранения, прирост превысил 25% за последние 10 лет. [2,7]. Считается, что тенденции к росту распространенности и заболеваемости обусловлены изменением образа жизни и питания и более агрессивной окружающей средой [13]. Несмотря на то, что мочекаменная болезнь является доброкачественным заболеванием, в связи с ростом заболеваемости, идет и увеличение нагрузки на систему здравоохранения и расходы, в том числе: 1) прямые расходы, связанные с удалением камней и медицинским обслуживанием; 2) косвенные расходы, связанные со снижением производительности заболевшего населения [14,15].

Ряд демографических исследований показали, что уровни заболеваемости мочекаменной болезни варьирует в зависимости от возраста, пола и расы. Как и в случае с распространенностью уровень заболеваемости наиболее высок у белых мужчин. У мужчин заболеваемость начинает расти после 20 лет, достигает пика между 40 и 60 годами при $\sim 3/1000/\text{год}$, а затем начинает снижаться [16 - 18]. Для женщин показатели заболеваемости, выше к концу 20-летнего периода ($2,5/1000/\text{год}$), а затем снижаются до $1/1000/\text{год}$ к 50-летнему возрасту. Затем этот показатель остается относительно постоянным в течение следующих нескольких десятилетий [12,18,19].

Мировые исследования, посвященные лечению мочекаменной болезни демонстрируют возрастающий интерес к уретероскопии и ретроградной интратенальной хирургии (РИРХ), стабильность для чрескожной

нефролитотрипсии (ПНЛ) и постепенное снижение дистанционной литорипсии (рисунки 1.1,1.2) [15,20,21].

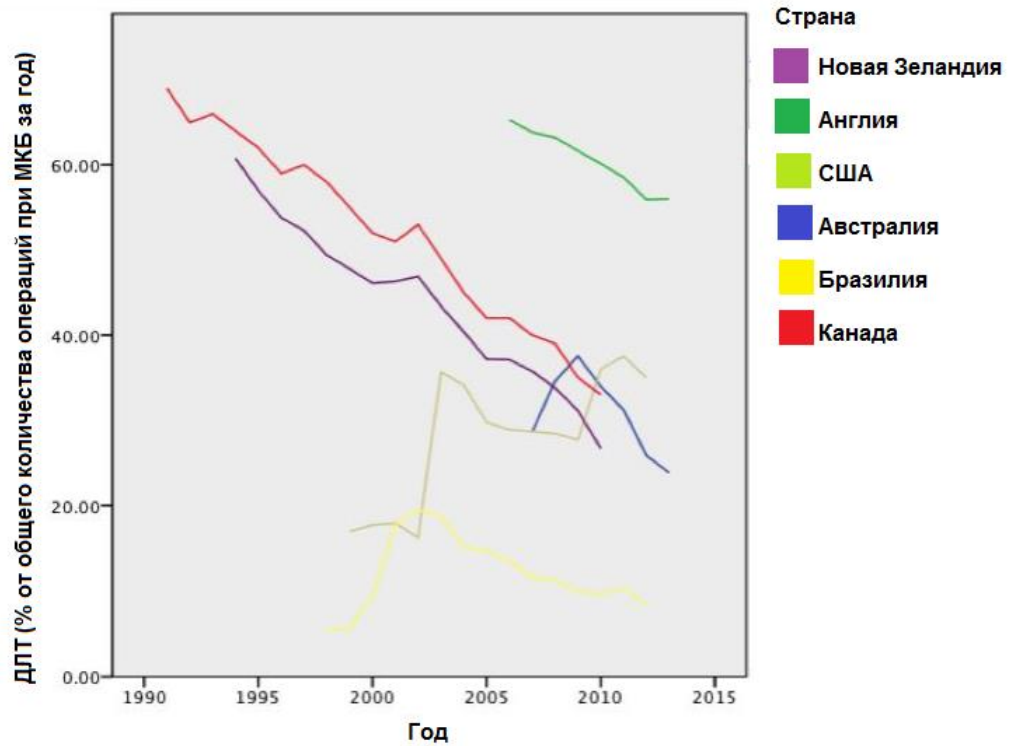


Рисунок 1.1 - График, демонстрирующий тенденции для ДЛТ в процентах от общего объема лечения [15]

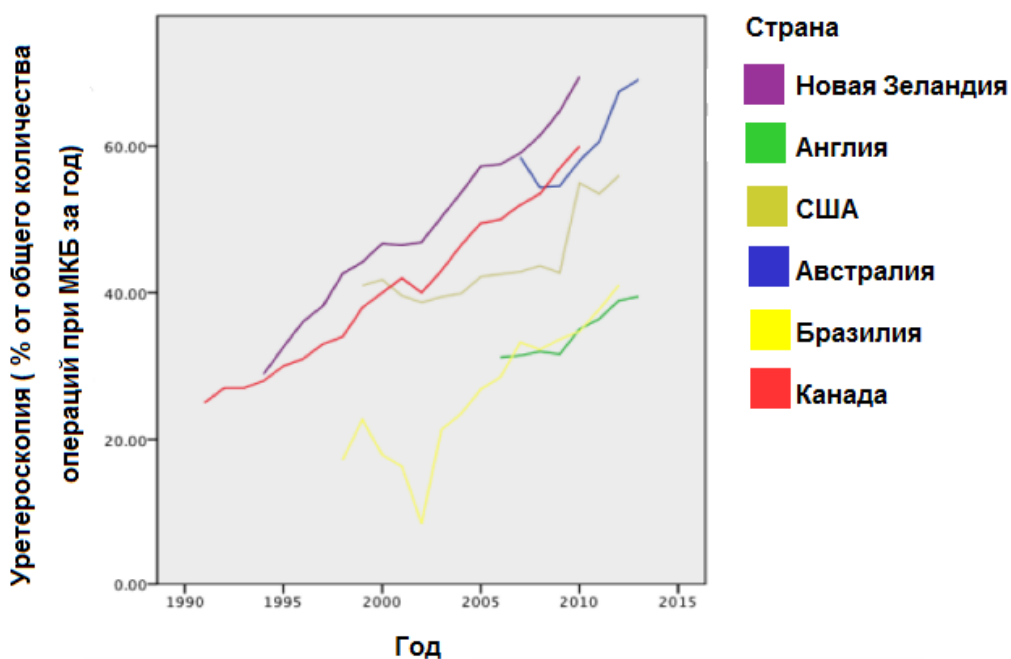


Рисунок 1.2 - График, демонстрирующий тенденции для уретероскопии в процентах от общего объема лечения

Изменение парадигмы хирургического лечения МКБ в значительной степени было связано с быстрым развитием эндоскопических технологий, в том числе эндоскопов, более эффективных вспомогательных девайсов, такие как корзинчатые экстракторы и др., улучшение протоколов лечения, совершенствование лазерных технологий. Громадным скачком в эндоскопии стала миниатюризация и высокая маневренность инструментов, появления микрокамер на их дистальных концах [6].

Все вышеперечисленное позволило значительно увеличить эффективность и скорость дробления. Миниатюризация, совершенствование гибких и эндоскопических инструментов, а также совершенствование литотриптеров и лазерных технологий являются инновационными в этой области.

Степень ее разработанности

С появлением нового импульсного тулиевого волоконного лазера с длиной волны 1,94 мкм, с максимальной пиковой мощностью 500 Вт повысился интерес у исследователей. Тулиевый волоконный лазер эффективно себя показавшего не только в эксперименте, но и в первых клинических исследованиях.

Наша работа была посвящена клиническому использованию тулиевого волоконного лазера, оценке и подбору оптимальных режимов лазерного излучения для выполнения литотрипсии камней любой локализации и при всех видах эндоскопических вмешательств, таких как гибкая ретроградная нефролитотрипсия, миниперкутанная нефролитотрипсия, контактная уретеролитотрипсия, цистолитотрипсия.

Подобрав оптимальные режимы для каждого из вышеперечисленных видов оперативных вмешательств, мы улучшили качество оказываемой помощи больным мочекаменной болезнью, снизив риски миграции конкремента, и сохраняя качественную эндоскопическую визуализацию во время выполнения лазерной контактной литотрипсии. Оценили безопасность применения данного лазера путем интраоперационного наблюдения, за все время проведения исследования не было зафиксированного ни одного случая осложнений, связанного с использованием тулиевого волоконного лазера, а также убедились в его эффективности оценив показатель «stone free rate» у пациентов по данным КТ после выполнения тулиевой волоконной литотрипсии.

Цели и задачи исследования

Цель - улучшить результаты оперативного лечения больных мочекаменной болезнью.

Для достижения поставленной цели были определены следующие задачи:

1. Подобрать оптимальное сочетание параметров лазерного излучения тулиевого волоконного лазера для выполнения гибкой ретроградной нефролитотрипсии
2. Подобрать оптимальные режимы лазерного излучения тулиевого волоконного лазера для выполнения миниперкутанной нефролитотрипсии.
3. Подобрать оптимальное сочетание параметров лазерного излучения тулиевого волоконного лазера для выполнения контактной уретеролитотрипсии
4. Подобрать оптимальные режимы лазерного излучения тулиевого волоконного лазера для выполнения цистолитотрипсии

5. Определить эффективность литотрипсии при использовании тулиевого волоконного лазера для дробления камней в почке, мочеточнике и мочевом пузыре путем оценки «stone free rate»

Научная новизна

Впервые в клинической практике проведен подбор оптимальных параметров литотрипсии при помощи новейшего тулиевого волоконного лазера, проведен анализ и выводы их влияния на возникновение ретропульсии и эндоскопической визуализации с целью улучшения лечения мочекаменной болезни.

Проведена оценка эффективности тулиевого волоконного лазера путём оценки «stone free rate» по данным КТ.

Теоретическая и практическая значимость работы

Оптимизация параметров тулиевой волоконной литотрипсии, позволила увеличить эффективность оперативного лечения мочекаменной болезни, облегчить выбор оптимального режима для выполнения гибкой ретроградной нефролитотрипсии, миниперкутанной нефролитотрипсии, контактной уретеролитотрипсии и цистолитотрипсии.

Полученные результаты внедрены в практическую деятельность Института Урологии и репродуктивного здоровья человека Первого МГМУ им. И.М. Сеченова. Анализ результатов может быть важен для улучшения лечения мочекаменной болезни путем подбора оптимальных параметров литотрипсии и внедрения их в клиническую практику. Результаты проведенных исследований используются при обучении студентов, ординаторов, врачей на повышения квалификации в Институте Урологии и репродуктивного здоровья человека Первого МГМУ им. И.М. Сеченова.

Методология и методы исследования

Представленная на защиту научно - исследовательская работа выполнена с соблюдением этических норм и принципов доказательной медицины. Методология диссертационной работы предусматривала разработку дизайна исследования, определение объема выборки для обеспечения ее

репрезентативности, подбор математических и программных средств статистической обработки полученных данных. Для проведения исследовательской работы использованы современные диагностические методы обследования и лечения пациентов.

Положения, выносимые на защиту

1. Для выполнения РИРХ оптимальны режимы распыления.
2. Для выполнения МПНЛ оптимальны режимы как распыления, так и фрагментации.
3. Для выполнения КУЛТ оптимальны режимы распыления.
4. Для выполнения цистолитотрипсии оптимальны высокоэнергетические режимы фрагментации.

Степень достоверности и апробация результатов

Результаты работы доложены на научно-практической конференция с международным участием «Высокие технологии в урологии» 6-7 апреля 2017 года г. Москва, XVII Конгрессе Российского Общества Урологов в г. Москве в 2018 г., на X Всероссийской урологической Видеоконференции в г. Москве в 2018 г., на Конгрессе Европейской Ассоциации Урологов (EAU) в г. Копенгаген в 2018 г., на Конгрессе Всемирного Общества Эндоурологов в г. Париж в 2018 г., на Втором ежегодном научно-практическом семинаре «II – Урологическая школа тулиевых технологий» в 2019г., на XVIII Конгрессе Российского Общества Урологов в г. Екатеринбург в 2019 г., на 29-й Всемирном Конгрессе по Видеоурологии и Достижениям в Клинической Урологии в г. Москва в 2019 г., на XI Всероссийской урологической Видеоконференции в г. Москва в 2019 г., на Конгрессе Европейской Ассоциации Урологов (EAU) в г. Барселона в 2019 г., на 7-ом Конгрессе секции EAU по урологическим технологиям (ESUT), в г. Лейпциг в 2020 г.

Публикации.

По теме диссертации опубликовано 6 научных работ, отражающие основные результаты диссертации, из них: 3 статьи – в изданиях из Перечня

Университета/Перечня ВАК при Минобрнауки России, 3 статьи в журналах, включенных в международную базу цитирования Scopus и Pub Med.

Структура и объём диссертации

Диссертация изложена на 120 страницах, в 4 главах, дополненных вводной частью, 4 клиническими примерами, заключением и выводами. Работа включает в себя 27 диаграмм, 37 рисунков, 9 таблиц.

При написании диссертации использовано 114 литературных источников, из них 9 российских, 105 зарубежных.

Глава 1. Обзор литературы

1.1 Этиология МКБ

Наше понимание факторов риска образования камней значительно возросло за последние несколько десятилетий. Факторы риска, как правило, подразделяются на недietetические, диетические и мочевые.

1) Недietetические факторы риска

1.1) Семейный анамнез.

Риск возникновения МКБ выше более чем в 2,5 раза у людей с отягощенным семейным анамнезом по мочекаменной болезни [22]. Этот более высокий риск, вероятно, связан с сочетанием генетической предрасположенности, а также аналогичных воздействий окружающей среды (например, диеты, жаркий климат, ограниченное количество воды и т.д.). Предполагается полигенное наследование оксалатных камней [23].

1.2) Нарушения обмена.

Хотя нефролитиаз традиционно считается заболеванием почек, существуют доказательства того, что на самом деле это системное заболевание. Известно, что первичный гиперпаратиреоз, почечный тубулярный ацидоз, болезнь Крона увеличивают риск образования камней, содержащих кальций. Первичный гиперпаратиреоз диагностируется у 5% пациентов, страдающих МКБ [24].

В последнее время обнаруживаются все новые факторы риска развития МКБ. Еще одним фактором риска является увеличение индекса массы тела (ИМТ) или увеличение объема талии [25]. Данная корреляция сильнее выражена у женщин, нежели у мужчин. Риск образования камней для лиц с ИМТ ≥ 30 кг/м² по сравнению с нормальным ИМТ, увеличивается на 30% среди мужчин и почти в два раза выше для женщин. Прирост веса также увеличивает риск образования камней. Прирост веса на 16 килограмм увеличивает риск образования камней на 40% у мужчин и на 80% у женщин. Однако, механизм взаимосвязи в настоящее время не известен.

При наличии у пациента подагры повышается вероятность образования камней как мочекислых, так и оксалатно – кальциевых (Рисунок 1.3). По данным ряда авторов, у лиц с подагрой на 50% выше вероятность образования камней в почках [26]. При проспективном исследовании при подагре выявлен двойной риск образования камней, независимо от диеты, веса и принимаемых лекарств [27].

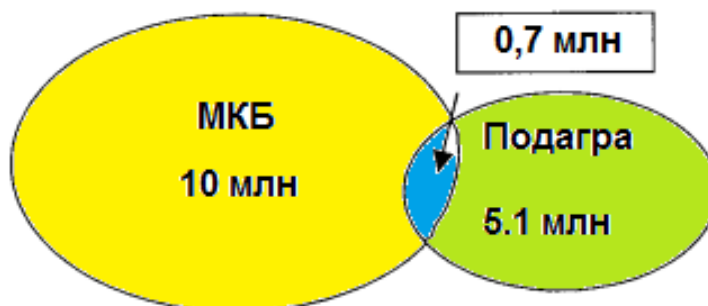


Рисунок 1.3 – Результаты исследования NHANES III: у 13.7 % процентов пациентов с подагрой выявлена МКБ [27]

Совсем недавно было обнаружено, что сахарный диабет повышает риск образования камней, независимо от диеты и ИМТ [28]. У лиц с сахарным диабетом II типа более чем на 30% больше увеличивает заболеваемость МКБ. Причем у женщин, больных СД II типа риск образования камней выше на 50%.

1.3) Факторы окружающей среды

Лица, работающие в жарких условиях, подвержены большему риску образования камней [29]. Отсутствие доступа к воде может привести к снижению потребления жидкости и, следовательно, из-за меньшего объема мочи, к более высокому риску образования камней [29].

2) Факторы риска, связанные с питанием

На биохимический состав мочи влияет питание. В исследованиях изучалась связь между рационом питания и изменениями литогенного состава мочи. Наибольшее влияние оказывают следующие питательные вещества: кальций,

животный белок[30], оксалаты[31], натрий[32], сахароза[33], магний[34] и калий[35].

2.1) Кальций

Первое проспективное исследование о влиянии питания на камнеобразование, проведенное на крупной когорте мужчин (более чем 50 000) датировано 1993 годом [36]. Вопреки ожиданиям исследователей выявлена обратная связь между кальцием, получаемым с питанием, и риском развития камнеобразования. Мужчины, получавшие кальций в больших дозах имели повышенный риск камнеобразования. Эта обратная связь подтверждена и в ряде других проспективных исследованиях среди женщин[37,38] и среди мужчин [39]. Хотя механизм этого эффекта до конца не известен, известно, что низкое употребление кальция приводит к увеличению всасывание оксалатов в кишечнике и выведению их с мочой [40], выявляемое при биохимическом анализе суточной мочи. Последующие исследование показали, что низкое употребление продуктов, содержащих кальций может увеличить риск камнеобразования, даже среди людей с отягощенным анамнезом по МКБ [22].

Вышеперечисленные результаты исследований были впоследствии подтверждены в рандомизированном исследовании Borghi и др. (2002). В работе сравнили рацион с низким содержанием кальция (400 мг/день) с рационом, содержащим 1200 мг кальция у мужчин с гиперкальциурией и оксалатными конкрементами [41]. Скорость роста камней была ниже на 50% у пациентов с высоким содержания кальция в рационе.

Несмотря на аналогичную биологическую доступность, экзогенный кальций, применяемый в качестве добавок, БАДов, поливитаминовых комплексов и т.д., по-видимому, отличается от кальция, содержащегося в продуктах питания. В исследование, проведенном среди женщин старшего возраста, вероятность камнеобразования, у женщин, употребляющих пищевые добавки, выше на 20%, чем у женщин, которые не принимали пищевые добавки, но употребляющие тоже количество кальция с продуктами питания [18]. У молодых женщин и мужчин не была выявлена взаимосвязь между использованием добавок с содержанием

кальция и риском камнеобразования [12,19]. Рандомизированное исследование в рамках проекта "Здоровье женщин" продемонстрировало схожие результаты; риск камнеобразования у пожилых женщин при приеме добавок выше на 17% [42].

2.2) Оксалаты

Роль оксалатов, получаемых из продуктов питания в патогенезе нефролитиаза не до конца ясна [43]. Помимо продуктов питания, оксалаты являются продуктами эндогенного метаболизма: глицина, гликолата, гидроксипролина, и витамина С. В связи с низкой биодоступностью, большая часть оксалата из еды не так уж легко и всасывается в ЖКТ. У одной трети пациентов с нефролитиазом определяются увеличение всасывания оксалата [43]. Воздействие оксалата на камнеобразование до сих пор не изучено, из – за того, что достаточно тяжело достоверно измерить содержание оксалатов во многих продуктах питания. Однако, недавно зарегистрированы современные новые методы измерения оксалатов в пищевых продуктах [44,45], что может ускорить процесс понимания роли оксалатов в продуктах питания.

2.3) Другие нутриенты

Другие вещества так же были изучены и связаны с развитием камнеобразования. Высокое употребление животного белка приводит к повышенному содержанию кальция и мочевой кислоты и снижает выведение цитратов, что увеличивает риск камнеобразования [46]. В другом исследовании повышенный риск образования камней наблюдался только при более высоком потреблении животного белка среди мужчин с ИМТ <25 кг/м² [39].

Более высокое употребление натрия [32] или сахарозы [33] увеличивает выведение кальция, в то время как калий уменьшает выведение кальция [35]. Проспективные исследования показали, что сахароза, связана с повышенным риском камнеобразования для женщин [18,19].

Витамин С (аскорбиновая кислота) может метаболизироваться в оксалат, таким образом, более высокое употребление витамина С может увеличить риск образования камней. Употребление 1000 мг витамина С дважды в день повышает

уровень оксалатов мочи на 22% [47]. В другой работе показано, что при употреблении 1000 мг и более в день витамина С на 40% увеличивает риск образования камней по сравнению с теми, кто употреблял менее 90 мг/день (рекомендуемые значения) [39].

Витамин В6 является кофактором в метаболизме оксалатов, и дефицит витамина В6 увеличивает выработку оксалатов и выведение оксалатов с мочой. Высокие дозы витамина В6 могут быть полезны лишь для отдельной группы пациентов с первичной гипероксалурией 1 типа. На основании ряда исследований получено, что высокое потребление витамина В6 может снизить риск образования камней в почках у женщин [48], но не у мужчин [49].

3) Водно – питьевой баланс

При суточном диурезе менее 1 литра риск образования камней заметно выше. Целый ряд исследований подтвердил вышеуказанную информацию [18,19,22,50], продемонстрировав важность употребления жидкости для снижения вероятности образования камней. Употребление не только воды, но и кофе и чая снижают риск камнеобразования [51,52]. А вот употребление грейпфрутового сока на 40% повышает риск камнеобразования [51,52].

Эпидемиологические исследования, описанные в этом разделе, значительно расширили наше понимание мочекаменной болезни. Очевидно, что этиология – мультифакториальна. Помимо этого значимость факторов риска варьируют в зависимости от возраста и пола. Результаты этих исследований заставили пересмотреть наше мнение о этиологии МКБ. Важно отметить, что результаты эпидемиологических исследований могут быть применимы в метафилактике камнеобразования, без чего лечение МКБ не допустимо.

1.2 История эндоурологии

История МКБ начинается и идет параллельно с историей цивилизации. В 1901 году английский археолог Elliott Smith в Эль-Амре (Египет) нашел камни в

мочевом пузыре мумии 4500-5000-летней давности. О МКБ упоминалось и в древнеегипетских медицинских трудах 1500 г. до н.э. [53, 54].

Самые ранние упоминания о мочекаменной болезни, описывающие симптомы и лечения камней, наблюдаются в медицинских текстах Asu^{tu} в Месопотамии между 3200 и 1200 гг. до н.э. [53]. А первые описания "резки для камня" встречаются в греческих трудах. Первая литотомия выполнена Cornelius Celsus (25 г. до н.э. - 40 г. н.э.) [53,55,56]. Caius Plinius Secundus (23-79 гг. н.э.), Galen (131-200 гг. н.э.) и Paul of Aegina (625-690 гг. н.э.) также практиковали литотомию описанную С. Celsus [53,55,56].

В средневековый период в Европе (1096-1438 гг.) лечение мочекаменной болезни практически не проводилось [57, 58]. В арсенале урологов была только литотомия (Рисунок 1.4). Процедура обычно выполнялась в общественных местах без анестезии и, как правило, длилась несколько минут [56].



Рисунок 1.4 - Литотом 16 века [56]

Первое упоминание об операции на почке датируется 1551 годом, во времена Ренессанса [53].

Следующее большое открытие в лечение МКБ принадлежит Jacques de Beaulieu (1651-1714), который выполнил "латеральную литотомию" [59]. В дальнейшем этот метод был усовершенствован и популяризирован Jacques de Ferre, выполнившим более 5000 операций.

Французским хирургом Charles-Bernard Desormes продемонстрирована новая модель прибора, названного им эндоскопом в 1853 году. Данный прибор

был представлен набором металлических трубок, зеркалом рефлектора и осветителя. Эндоскоп предназначался для осмотра мочеиспускательного канала, мочевого пузыря, пищевода, матки и прямой кишки [53].

Первую нефрэктомию в связи с калькулезным пионефрозом выполнил Gustav Simon в 1869 г. [53]. В 1873 г. Ingalls из Бостона выполнил первую нефростомию. Первая пиелотомия была выполнена Heinecke в 1879 г., а первая нефролитотомия была сделана в 1881 г. Le Dentu [53, 60].

В 1877 г. Max Nitze создал цистоскоп (Рисунок 1.5), в котором источник света (электрическая лампочка) был вынесен в дистальный отдел оптической трубки. Эта конструкция значительно расширила поле зрения и упростила технику исследования (Рисунок 1.6) [6, 56].



Рисунок 1.5 – Первый цистоскоп Нитце [56]

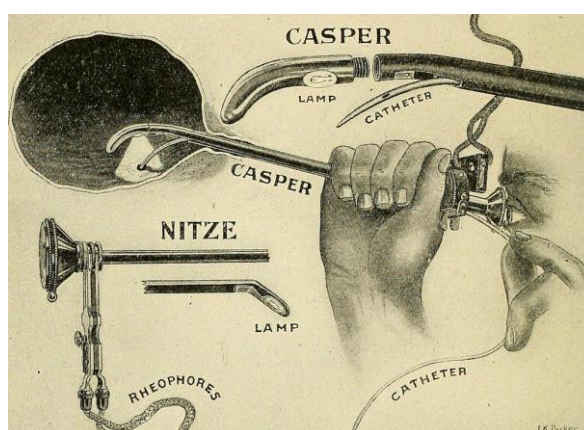


Рисунок 1.6 – Зарисовка из книги по урологии конца 19 века. Инструкция по выполнению цистоскопии при помощи цистоскопа М. Nitze [56]

С увеличением использования цистоскопа М. Nitze и системы линз Hopkins, Young и McKay (1870-1945 гг.) удалось разработать цистоскопический

литотриптер. О первой уретероскопии упоминается в 1929 г. [61]. В 1964 г. Marshall сообщил о своем первом опыте применения гибкой уретероскопии с помощью 3-мм волоконного оптического прибора [61]. Однако, в данных уретероскопах использовалась система стержневых линз, что значительно увеличивало диаметр инструмента. Размер, а также отсутствие необходимых вспомогательных инструментов для фрагментации и удаления камней мочевых путей, ограничило использование гибких эндоскопов. Ими пользовались лишь для диагностики заболеваний мочевых путей. Применение технологии фиброоптики стало большим шагом вперед в создании гибких эндоскопов. Данная технология была основана на принципе полного внутреннего отражения. При этом свет проходит внутри инструмента по ультратонкому стекловолкну, окруженному оболочкой с низким коэффициентом преломления, что позволяет ему распространяться на длинные дистанции с минимальным ослаблением интенсивности. Когерентный волоконно-оптический жгут состоит из тысячи равно направленных фиброволокон и изображение состояло из отдельных частей по типу «медовых сот» [6, 61, 62]. Развитие интракорпоральной литотрипсии начинается в 1980-х гг (Рисунок 1.7).



Рисунок 1.7 – Литотриптор 1930 года, сконструированный D. Wolf [60]

Электрогидравлическая литотрипсия была первым современным методом литотрипсии, изобретенная в 1954 году киевским инженером Л.А. Юткиным [61].

Использование такого рода литотриптера приводило к тяжелым осложнениям, основным из которых стала перфорация мочеточника (Рисунок 1.8).



Рисунок 1.8 – Электрогидравлический литотриптор Урат – 1М [61]

Первое исследование ультразвука для разрушения камней в мочевом пузыре было проведено Mulvaney в 1953 г., а Kurth применил его при камнях почек в 1977 г. [61].

В 1986 г. начата разработка лазера для фрагментации камней мочеточника [61]. Значительные достижения в области лазерных волокон и систем электрогенерации привели к тому, что лазерная литотрипсия в руках многих практикующих врачей стала предпочтительным методом лечения камней в мочеточнике.

Сегодня, благодаря достижениям в области гибких уретероскопов и лазерных волокон, даже камни в чашечках почки могут быть обработаны методом уретероскопии (ретроградной интраоперационной хирургии надпочечников).

1.3 Литотрипсия: от электрогидравлической до тулиевой волоконной

В настоящее время все литотриптеры для дробления конкрементов можно разделить на 5 типов в зависимости от способа воздействия на камень: механические, электрогидравлические, пневматические, ультразвуковые и лазерные.

Применение лазеров для дробления камней в почках является одним из важнейших разработок в области урологии за последние 50 лет. Применение лазеров в урологии дало нам возможность избавлять пациентов от мочевого камня минимально инвазивным способом, не требуя открытого хирургического подхода. [63].

Электрогидравлическая литотрипсия (ЭЛЛ) – это первое использование ударной волны в жидкой среде для фрагментации конкрементов. Первоначально методика использовалась при камнях мочевого пузыря, при цистолитотрипсии. В мочевой пузырь помещался зонд диаметром 9 Ch, по которому проходил электрический разряд частотой 30-100 Гц и мощностью 3 кВ, длительность разряда составляла от 1 до 5 мс. Электрический разряд испарял воду и создавал ударную волну. Из – за того, что ударная волна быстро затухала, приходилось зонд размещать, непосредственно на камне. Однако, ударная волна, пройдя насквозь конкремент, повреждала мочевой пузырь. Помимо этого, для эффективного дробления камней требуется высокая энергия ударной волны и большое количество импульсов [64].

В течение последующих лет диаметр электрогидравлического зонда уменьшился с 9 Ch до 5 Ch, а впоследствии и до 3 Ch, что позволило использовать зонд при уретероскопии. Уменьшение диаметра до 3 Ch уменьшило количество высвобождаемой энергии, что снизило повреждение тканей мочеточника. При использовании в непрерывном режиме кончик электрода нагревался и мог искрить, что вызывало термopовреждение слизистой. Безопасно электрогидравлическую литотрипсию можно было применять только при конкрементах низкой плотности, в мочеточнике стандартного диаметра (без

стриктур) или при плотных конкрементах, но в расширенном мочеточнике, в связи с высоким риском перфорации мочеточника [65].

Пневматическая литотрипсия зарекомендовала себя еще с начала 90 –х годов. При пневматической литотрипсии используется быстрое движение подвижного пневматического зонда, создавая эффект «отбойного молотка». Для получения баллистического эффекта существует множество механизмов, начиная от использования сжатого воздуха и углекислого газа и заканчивая электрокинетической энергией. Контактный литотриптер Swiss LithoClast (EMS, Ньон, Швейцария), разработанный в 1990-х годах, был первым одобренным для клинического исследования устройством для пневматической литотрипсии. Размер зонда варьирует от 2,4 Ch до 9,6 Ch. Зонд - ригидный, производит до 12 циклов/секунду и требует контакт с камнем для дробления [66] (Рисунок 1.9).



Рисунок 1.9 – Современный комбинированный литотриптер для выполнения пневматической и ультразвуковой литотрипсии [66]

В каждом картридже содержится достаточно газа для 80-100 разрядов, хотя исследования показали, что эффективность устройства снижается с уменьшением количества газа внутри картриджа [67].

Использование лазеров в медицине не ново, а в урологии они существуют уже более 40 лет. Появляются все более новые, усовершенствованные, безопасные и эффективные технологии, которые отвечают растущим с каждым годом требованиям [68].

Первые лазеры использовали газ в качестве активной среды: азот(N), углекислый газ (CO₂), гелий (He) и Неон (Ne). Один из самых ранних (1964) твердотельных лазеров был Nd:YAG (легированный неодимом иттрий-алюминиевый) [69].

Для понимания воздействия лазеров на ткани необходимо знание таких важных аспектов, как глубина проникновения, тепловой эффект и отражение. Эти технические термины имеют большое клиническое значение. Когда лазерное излучение встречается с тканями, часть лазерного излучения отражается. Отражаемое излучение, рассеиваясь, может снижать эффективность дробления, а также вызвать тепловые повреждения тканей. Поглощение - взаимодействие лазера с тканями. Для поглощения лазерного излучения необходимы – хромофоры. Ими в нашем организм являются – гемоглобин, вода и меланин [68].

Поглощенная лазерная энергия преобразуется в тепло и в зависимости от количества тепла, можно достичь разных эффектов: коагуляция или испарение тканей. Глубина поглощения зависит от длины волны лазера. На рисунке 1.10 показан спектр поглощения меланина, гемоглобина и воды для лазеров разных длин волн.

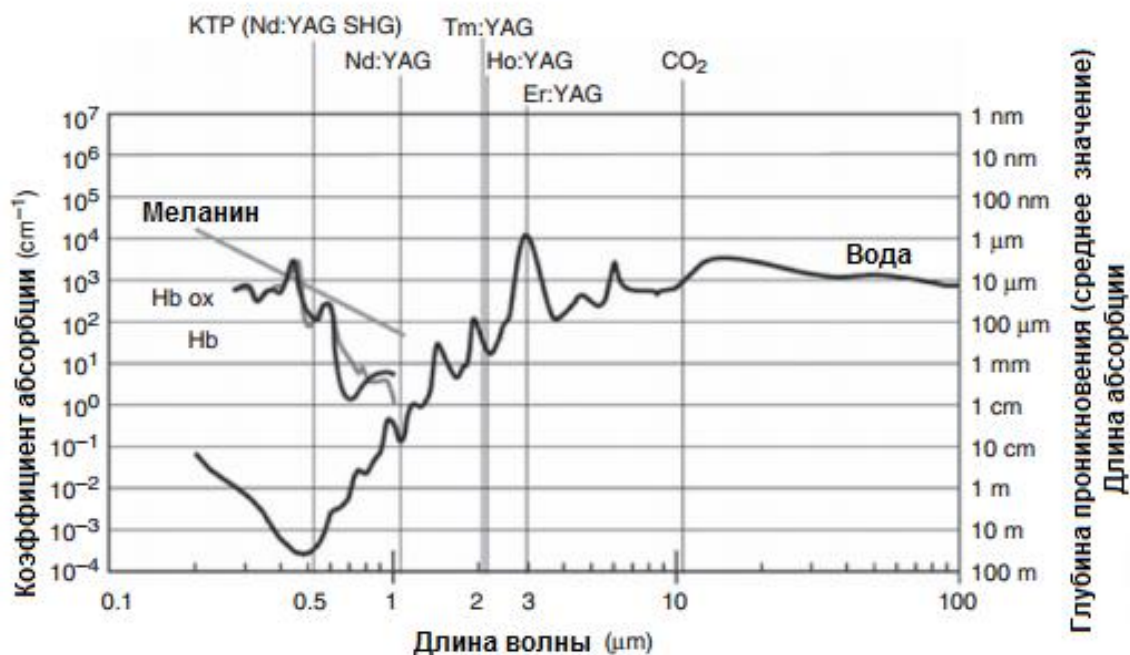


Рисунок 1.10 - Спектр поглощения меланина, гемоглобина и воды для лазера различных длин волн [68]

За последние четыре десятилетия было исследовано множество возможных применений лазеров в урологии. Эта "эра проб и ошибок" 1980-х годов стала решающим шагом в процессе эволюции этой технологии. Исследовался каждый возможный способ применения, с разной степенью успеха и применимости в практике [70]. Сегодня, наиболее часто используемые в урологии типы лазеров следующие:

- 1) Nd:YAG;
- 2) Ho:YAG (holmium:YAG);
- 3) Александритовый лазер
- 4) Thu:YAG (thulium:YAG);
- 5) CO₂(carbon dioxide);
- 6) KTP (potassium titanyl phosphate);
- 7) LBO (lithium triborate);
- 8) Diode Laser.

Первые сообщения об использовании импульсного лазера для фрагментации камней появились в 1987 г. [70]. Это была очень перспективная новая технология, позволяющая выполнять эндоскопическую литотрипсию. Недостатками этого метода являлись очень высокая стоимость лазерной установки и дорогие одноразовые расходные материалы (краситель кумарин), а также проблема с фрагментацией оксалат - моногидратных и цистеиновых камней[70].

Nd:YAG лазер был следующим лазером, созданным для литотрипсии и состоит из кристалла КТР (титанил фосфата калия), неподвижно закрепленного в Nd:YAG лазере. Благодаря этому лазером производилось два типа импульса: инфракрасный компонент с длиной волны 1064 нм (80%) и зеленый свет с длиной волны 532 нм (20%). Эта комбинация необходима для того чтобы обеспечить высокоэффективную фрагментацию конкремента, в основном посредством механической ударной волны с очень небольшим тепловым воздействием. Другим преимуществом является чрезвычайно низкий риск повреждения слизистой мочеочника при литотрипсии, но, к сожалению, плотные конкременты составляют большую проблему для Nd:YAG лазера, помимо этого лазер способен эффективно фрагментировать конкременты, которые поглощают зеленую длины волны. Поэтому лазер оказался эффективным только у 50% пациентов [70].

Александритовый лазер был применен впервые в 1991 году. Несмотря на то, что первоначальные результаты были многообещающими, лазер не смогли использовать для литотрипсии по причине крайне высокой стоимости [68].

Ho:YAG (Holmium:yttrium-aluminium-garnet) изначально успешно показал себя в хирургии ДГПЖ. Экспериментальные работы продемонстрировали его эффективность и в дробление конкрементов. Фрагментация происходит благодаря фототермическому эффекту [71]. Одним из преимуществ лазера стала минимальная ретропульсия, а также способность фрагментировать все типы камней, включая цистин, брушит и оксалат-моногидратные. Гольмиевый лазер может как фрагментировать, так и дезинтегрировать камень в «пыль», что не

требует удаления фрагментов конкремента, которые легко вымоются с током мочи по мочевым путям [72].

Но:YAG лазер - самый изученный лазер в урологии. С момента первой публикации результатов применения гольмиевого лазера для литотрипсии в 1995 г. [73,74], постоянно обновлялись данные по выбору оптимальных режимов [75-78], основные исследования направлены на улучшение абляции камней и одновременное сокращение времени процедуры и количества осложнений. Благодаря регулируемым настройкам мощности и длины волны 2140 нм, гольмиевый литотриптер длительное время представлял собой золотой стандарт в литотрипсии камней в соответствии с рекомендациями [79].

Импульс создаваемый Но:YAG лазером, приводит к фрагментации камней, и основан на двух механизмах [80,81]. Во-первых, фотоакустический эффект за счет образования на кончике волокна кавитационного пузыря, создающего ударную волну, которая и фрагментирует камень [82,83]. Во-вторых, благодаря высокому поглощению воды, фототермический эффект также приводит к фрагментации камня [80,81,84].

Мощность [Ватт (Вт)] рассчитывается произведением энергии импульса [Джоуль (Дж)] и частоты импульса [Герц (Гц)]. Настраивая эти параметры, уролог может выбирать между различными настройками мощности для фрагментация камня. Первые гольмиевые лазеры были маломощными (<20 Вт) и их возможно было использовать только в режиме фрагментации [85]. С внедрением мощных гольмиевых лазеров стало возможным дробление в режиме «распыление», используя при этом более низкую энергию и с более высокой частотой [86,87]. Режим «распыления» - техника, использующая высокие частоты и низкие уровни энергии импульса для фрагментации конкремента в «пыль». Для достижения этой техники необходимо непрерывно перемещать волокно по его поверхности от краев к центру [86,87].

В 2016 г. Kronenberg P. и Traxer O. [87] исследовали литотрипсические свойства различных волокон в установке *in vitro*. Они показали, что менее плотные камни легче поддаются абляции, чем более твердые камни при

одинаковых режимах. Talso M. и др. [88] при помощи высокоскоростной камеры сравнил кавитационный эффект при литотрипсии гольмиевым лазером, используя различную энергию. В исследование продемонстрировано, что использование высокой энергии импульсов приводят к появлению больших пузырьков пара, что увеличивает объем и время абляции, а также усиливает ретропульсию. Кавитация может также привести к помутнению линз и повреждению защитного стекла [88-90]. Во избежание повреждения объектива инструмента необходимо соблюдать "безопасное расстояние" от волокна до оптического инструмента: 3 мм и более. [88].

Наиболее часто для гольмиевой литотрипсии используется следующий диапазон энергии импульса – от 0,2 до 6 Дж. Чем больше энергия импульса, тем выше скорость фрагментации [76,91], независимо от мощности [76,91,92]. Однако, высокая энергия импульса также приводит к ретропульсии, что может увеличить время операции [76,93-96].

Поиски новых возможностей для увеличения эффективности дробления конкрементов, уменьшения длительности операции и, следовательно, повышения рентабельности применения лазерных технологий были и остаются актуальными. Так, до недавнего времени считалось, что дробление камней с использованием тулиевого (Tm) лазера невозможно. Однако это мнение было основано на опыте с непрерывными Tm:YAG-лазерами с длиной волны 2,01 мкм. В последние годы большой интерес стали вызывать лазеры на Tm-активированном волокне с длиной волны излучения 1,94 мкм [96]. Механизм тулиевой литотрипсии идентичен с гольмиевым – фототермомеханическим. После выработки лазерного импульса, передающегося на дистальный конец лазерного волокна, происходит испарение жидкости и образуется газовый пузырь, который увеличиваясь до 1–3 мм, распространяясь на границу раздела сред (камень–жидкость). Следующий лазерный импульс достигает поверхности камня и вызывает его разрушение [96, 97]. Ретропульсия линейно увеличивается с энергией импульса [98].

Одним из основных факторов, снижающих эффективность и результативность литотрипсии является - ретропульсия фрагментов

конкрементов во время их дробления. Стандартные Ho:YAG лазеры связаны с высокой частотой ретропульсии. Эта проблема была решена путем внедрения «Moses» технологии, которая основана на эффекте Моисея, впервые описанном еще в 1980-х годах [99, 100].

Короткий низкоэнергетический импульс создает паровой пузырь, который «разделяет воду», позволяя последующему более длинному высокоэнергетическому импульсу более эффективно доставлять абляционную энергию на поверхность камня. На модели *in vitro* Winship с соавторами продемонстрировали, что технология «Moses» превосходит стандартные коротко- и длинноимпульсные режимы Ho:YAG при дроблении камней, когда лазерное волокно находится на расстоянии 1 мм от камня [101]. В первом клиническом исследовании сравнение результатов у пациентов, сгруппированных по ретропульсии (0=отсутствие ретропульсии, до 2=высокая ретропульсия, мешающая абляции камня) и плохой видимости (0=чистая видимость, до 2=плохая видимость, мешающая проведению процедуры) продемонстрировано, что скорость дробления и видимость значительно выше при использовании «Moses» технологии по сравнению со стандартной литотрипсией Ho:YAG [102]. В отличие от Ho:YAG, Tm теоретически должен уменьшить ретропульсию, при этом используя меньшую мощность и работая при более низкой энергии импульса, с большей частотой импульса.

Действительно, Blackmon RL и др. в своей работе продемонстрировал *in vitro*, что ретропульсия линейно увеличивается с ростом энергии импульса при Ho:YAG литотрипсии; даже при энергии импульса, которая ниже той, что используются в клинической практике (например, 175 мДж при частоте 10 Гц с толщиной волокна 270 мкм), Ho:YAG лазер приводил к ретропульсии более 2 мм [103]. В качестве альтернативы, Tm приводил к минимальной (<2 мм) ретропульсии при частоте импульсов менее 150 Гц, но затем резко увеличивалась при более высоких частотах.

В исследовании D. Enikeev (2020 г) ретропульсия, мешающая видимости при выполнении ПНЛ была зарегистрирована лишь в 1,4% случаях. Эти данные

указывают на то, что результаты исследований *in vitro* продемонстрировали меньшую ретропульсию при использовании Tm, что может быть применены в клинических условиях. Предыдущие доклинические работы в этой области подтвердили это предположение [104, 105].

Что касается высокой мощности лазера (25-40 Вт), использованного для литотрипсии, предполагается, что при использовании Tm лазера эти настройки не должны оказывать никакого влияния на ткани мочевых путей. Ранее Андреевой с соавт. было показано, что Ho:YAG и Tm не различаются по тепловым параметрам [105].

Несмотря на преимущества технологии «Moses», пиковая мощность (до 15 кВт), генерируемый системами Ho:YAG, намного выше, чем та, что генерируется Tm лазером (500 Вт) [106]. Нижний пик мощности Tm лазера создает меньший пузырь пара и доставляет больше энергии к самому камню [99, 103, 106]. Таким образом, с более низким энергопотреблением, Tm лазер может достичь скорости абляции эквивалентную или превосходящую скорость абляции Ho:YAG лазера, что было продемонстрировано для большинства распространенных составов камней, включая моногидрат оксалата кальция и мочевую кислоту [99, 103]. Меньший диаметр парового пузыря, генерируемого Tm лазером по сравнению с Ho:YAG (1 мм против 5 мм, соответственно), также приводит к уменьшению ретропульсии камня и уменьшению сопутствующего повреждения тканей и эндоскопических инструментов [107, 108]. Tm лазер является минимально аблятивен для окружающих тканей, даже когда находится в непосредственном контакте с тканью [109].

Tm лазер также позволяет использовать меньший диаметр лазерного волокна (размером всего 100 мкм) по сравнению с системами Ho:YAG; это связанный с более равномерным распространением пучка энергии [104]. Однако в настоящее время продолжают исследования по оценке ТФЛ с использованием волокон меньшего диаметра.

Первые результаты экспериментального исследования тулиевой (Tm) лазерной литотрипсии продемонстрированы в 2016 [96]. В эксперименте проведена оценка скорости фрагментации (абляции) камней *in vitro* при воздействии лазерного излучения при различных его режимах (фрагментации и распыления) с использованием специально разработанных кювет с различными размерами ячеек (1 и 3 мм). Также проведена оценка ретропульсии при воздействии данного лазерного излучения различной энергии. В эксперименте были использованы реальные мочевые камни, удаленные у пациентов хирургическим путем. Установлено, что скорость абляции в режиме фрагментации составляет 1,1; 1,4 и 1,9 мг/с при выполнении литотрипсии в режиме фрагментации при применении следующих параметров излучения 0,6 Дж/3,6 Вт; 0,8 Дж/6,4 Вт и 1 Дж/10 Вт соответственно. При выполнении литотрипсии в режиме «распыления» скорость абляции составила 0,3; 0,6 и 1,1 мг/с при применении следующих параметров излучения 0,2 Дж/4 Вт; 0,2 Дж/8 Вт и 0,6 Дж/30 Вт соответственно. Также установлено, что эффект ретропульсии от одного импульса тулиевого лазера составил 0,5; 1,0; 2,0 и 3 мм при энергии лазерного излучения 0,5; 1,0; 2,0 и 3 Дж, соответственно [96].

Полученные результаты позволили предположить, что применение прототипа волоконного лазера на тулий (Tm) – активированном волокне с длиной волны излучения 1,94 мкм с пиковой мощностью 500 Вт позволит с высокой эффективностью разрушать мочевые камни как в режиме фрагментации, так и «распыления» [96].

По данным Л.М. Рапопорта и соавт (2018) в эксперименте удалось установить, что скорость дробления камней как мочевого пузыря, так и почек излучением Tm-волоконного лазера выше, чем излучением Ho:YAG-лазера для всех исследованных режимов. С увеличением средней мощности излучения скорость дробления камней увеличивается [96]. Tm-волоконного лазера ретропульсия в несколько раз ниже, чем для Ho:YAG-лазера. Кроме того, порог возникновения ретропульсии для Tm-волоконного лазера выше. Увеличение

пиковой мощности излучения Тm-волоконного лазера приводит к увеличению ретропульсии [96, 111].

Первые результаты применения тулиевого волоконного лазера в России в клинической практике описаны Мартовым А.Г. (2018) [97]. В исследование выполнена контактная литотрипсия с помощью волоконного тулиевого лазера 56 пациентам. Для контактного разрушения камня применяли отечественный универсальный тулиевый волоконный лазер с длиной волны 1940 нм [97].

Волоконная тулиевая литотрипсия может проводиться в режиме как распыления, так и фрагментации; при проведении тулиевой литотрипсии в режиме распыления преобладает явление разрушения камня до состояния мельчайших фрагментов, если не касаться волокном поверхности камня и сканировать волокном его поверхность. Тулиевая литотрипсия сопровождается повышенным газообразованием, что может потребовать остановки дробления и эвакуации воздушных пузырьков. Эффект «снежной бури» при тулиевой литотрипсии выражен менее, чем при гольмиевой, в связи с чем не возникает необходимости в прерывании дробления из-за ухудшения визуализации (Рисунок 1.11) [96, 110 - 114].

Сравнение Ho:YAG и Tm лазеров	
 Скорость	  <div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;">  Режим фрагментации </div> <div style="text-align: center;">  Режим распыления ("dusting") </div> </div>
 Размер фрагментов	  <div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;">  ← Более крупные фрагменты </div> <div style="text-align: center;">  ← Более мелкие фрагменты конкремента </div> </div>
 Ретропульсия	  <div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;">  Laser Fiber </div> <div style="text-align: center;">  Laser Fiber </div> </div> <p>Менее выраженная ретропульсия при использовании тулиевого волоконного лазера</p>
 Размер волокна	  <div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;">  200 μm </div> <div style="text-align: center;">  50 μm </div> </div> <p>Меньший диаметр волокна позволяет:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Улучшить визуализацию 2. Улучшить ирригацию, 3. Снизить ретропульсию, 4. Снизить риск повреждения тканей.

Рисунок 1.11 - Сравнение гольмиевого и тулиевого волоконного лазеров по основным параметрам (скорость дробления, размер фрагментов, ретропульсия, размер волокон [97])

Глава 2. Материалы и методы

В период с сентября 2017 по август 2019 года всего на базе клиники урологии ПМГМУ им. И.М. Сеченова нами было выполнена лазерная контактная литотрипсия 500 пациентам: 152 пациентам выполнена ретроградная интравенальная хирургия, 171 пациенту выполнена чрескожная нефролитотрипсия, 149 пациентам выполнена контактная уретеролитотрипсия, 28 пациентам выполнена цистолитотрипсия.

Возраст пациентов от 22 до 78 лет. Средний возраст составил 54 ± 11 лет.

Количество женщин вошедших в исследование составило 199 (39,8%), мужчин 301 (60,2%).

Всеми пациентами подписаны добровольные информационные согласия.

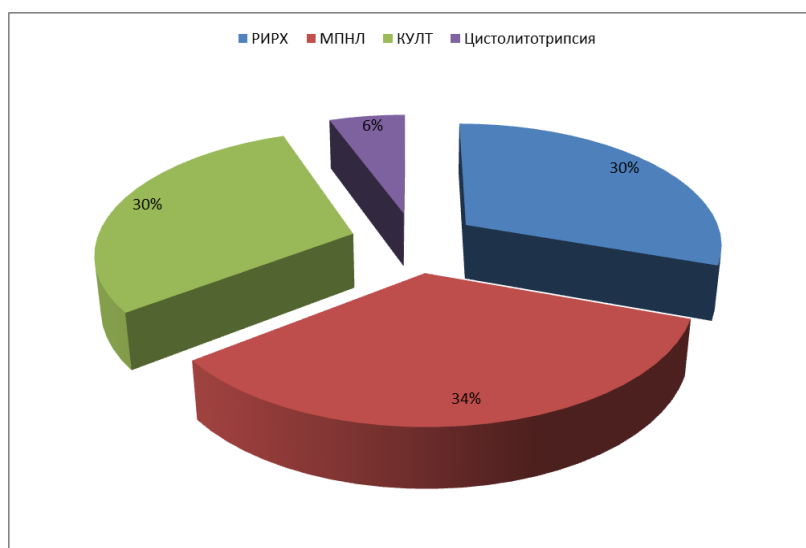


Диаграмма 2.1 - Процентное соотношение видов выполненных контактных литотрипсий

2.1 Характеристика методов исследования, применяемых на этапе подготовки пациентов перед выполнением контактной тулиевой волоконной литотрипсии

Всем пациентам, участвующим в исследовании, проводилось комплексное урологическое обследование с использованием современного диагностического оборудования с целью постановки диагноза и выбора тактики оперативного пособия. В комплексные урологические обследования входило: сбор анамнеза, жалоб, диагностические (ультразвуковое исследование, рентгенография, компьютерная томография) и лабораторные методы обследования.

Лабораторные методы обследования: биохимический анализ крови; клинический (общий) анализ крови; общий анализ мочи; бактериологическое исследование мочи.

УЗ-исследование почек, мочевого пузыря выполнялось на ультразвуковых сканерах с использованием конвексного и линейного датчика с частотой 3,5 МГц. УЗ-сканеры: ACUSON XP 128/10 (США) (Рисунок 2.1А) и GE LOGIQ 7 (Рисунок 2.1Б)



А

Б

Рисунок 2.1 – А – УЗ-аппарат ACUSON XP 128/10; Б - Ультразвуковой аппарат GE LOGIQ 7

Обзорная и экскреторная рентгенография выполнялась на цифровом

рентгенологическом аппарате фирмы «General Electric» (Рисунок 2.2).



Рисунок 2.2 - Цифровой рентгеновский аппарат фирмы General Electric

При выполнении мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ) использовался спиральный 40-срезовый компьютерный томограф Siemens Somatom Sensation 40 (Рисунок 2.3) и Toshiba AQUILION ONE. Исследования проводились нативные и с использованием контрастных препаратов.



Рисунок 2.3 - 40-срезовый спиральный компьютерный томограф Siemens Somatom Sensation 40

2.2 Характеристика хирургического инструментария и больных, перенесших гибкую ретроградную интратрениальную нефролитотрипсию

В Институте Урологии и репродуктивного здоровья человека Первого МГМУ им. И.М. Сеченова за период с сентября 2017 по август 2019 года выполнена ретроградная гибкая нефролитотрипсия 152 пациентам. Из них 68 (44,7%) женщин и 84 (55,3%) мужчин. Возраст пациентов составил от 18 до 80 лет. Размеры камней в почке от 3 до 30 мм. Плотность камней в почке от 250 до 1900 ед. Н.

При выполнении гибкой ретроградной нефролитотрипсии использовались следующие параметры: лазерное волокно 200 мкм, энергия импульса 0,1-2 Дж, мощность 6-40 Вт, частота импульса 30-400 Гц. Интраоперационно проводилась оценка влияния режимов на эндоскопическую визуализацию и возникновение ретропульсии.

При выполнении гибкой ретроградной нефролитотрипсии использовался одноразовый цифровой гибкий уретеронефроскоп LithoVue™, с внешним диаметром тубуса 9,5 Fr и рабочим каналом 3,6 Fr, углом отклонения 270° в обоих направлениях: вверх и вниз. (Рисунок 2.4 А) Использовался с системной рабочей станцией, включающей ПК с сенсорным экраном, тележку и шнур электропитания (Рисунок 2.4 Б).

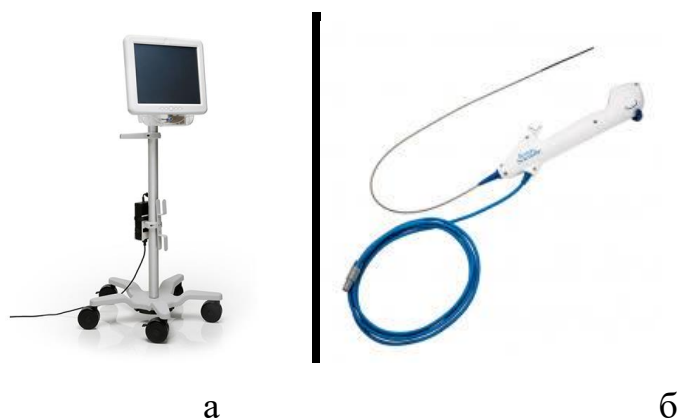


Рисунок 2.4 – А. Системная рабочая станция для гибкого уретеронефроскопа LithoVue™, Б. Одноразовый цифровой гибкий уретеронефроскоп LithoVue™

После выполнения оперативного вмешательства осуществлялась установка мочеточникового стента сроком от 7 до 10 дней, дренирование мочевого пузыря уретральным катетером диаметром 16-20 Ch.

В послеоперационном периоде пациенты получали антибактериальную, противовоспалительную, анальгетическую терапию.

2.3 Характеристика хирургического инструментария и больных, перенесших миниперкутанную нефролитотрипсию

В Институте урологии и репродуктивного здоровья человека Первого МГМУ им. И.М. Сеченова за период с сентября 2017 по август 2019 года миниперкутанная нефролитотрипсия выполнена 171 пациенту (84 женщинам и 87 мужчинам). Возраст пациентов составил от 21 до 72 лет; размеры камней в почке - от 4 до 55 мм; их плотность - от 290 до 2100 ед. НУ.

Выполнялась миниперкутанная нефролитотрипсия тулиевым волоконным лазером со следующими параметрами: лазерное волокно 400 мкм, энергия импульса 0,1-6 Дж, мощность 6-40 Вт, частота импульса 30-300 Гц.

Интраоперационно проводилась оценка влияния режимов на эндоскопическую визуализацию поля и возникновения ретропульсии. Использовался нефроскоп фирмы «KARL STORZ» (16,5 Ch) (Рисунок 2.5).

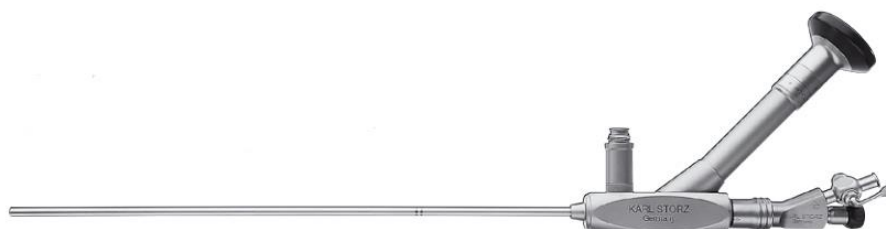


Рисунок 2.5 - Нефроскоп фирмы «KARL STORZ» (16,5 Ch)

После выполнения нефролитотрипсии устанавливался нефростомический дренаж на 3-4 суток; мочевой пузырь дренировался в течение суток уретральным катетером диаметром 16-20 Ch.

В послеоперационном периоде проводилась антибактериальная, противовоспалительная и анальгетическая терапии. При использовании нефроскопа видеоконтроль и освещение оперативного вмешательства осуществлялись с помощью блока управления видеокамерой источника холодного света «KARL STORZ» (Рисунок 2.6 А, Рисунок 2.6 Б).



А

Б

Рисунок 2.6 – А - Источник холодного света «KARL STORZ», Б - Блок управления видеокамерой «KARL STORZ»

Эндоскопическая визуализация обеспечивалась видеокамерой фирмы «KARLSTORZ» Германия (Рисунок 2.7) и монитором фирмы «SONY» Япония.



Рисунок 2.7 - Видеокамера с блоком управления фирмы «KARL STORZ», Германия

2.4 Характеристика хирургического инструментария и больных, перенесших контактную уретеролитотрипсию

В Институте урологии и репродуктивного здоровья человека первого МГМУ им. И.М. Сеченова за период с сентября 2017 по август 2019 года 149 пациентам выполнена ретроградная гибкая нефролитотрипсия. Из них 47 (31,5%) женщин и 102 (68,5%) мужчин. Возраст пациентов составил от 18 до 80 лет.

Размеры камней в мочеточнике от 3 до 24 мм. Плотность камней в почке от 255 до 1800 ед. НУ.

При выполнении контактной уретеролитотрипсии использовались следующие параметры: лазерное волокно 200 мкм, энергия импульса 0,1-1,5 Дж, мощность 6-40 Вт, частота импульса 30-400 Гц.

Интраоперационно проводилась оценка влияния режимов на эндоскопическую визуализацию поля и возникновения ретропульсии.

Использовался нефроскоп фирмы уретероскопы фирм «RICHARD WOLF» (Ch 16,5) (Рисунок 2.8).



Рисунок 2.8 - Уретероскоп фирмы «RICHARD WOLF»

Оперативное вмешательство с использованием уретероскопа осуществлялось под видеоконтролем и освещением с помощью блока управления видеокамерой и источника холодного света «KARL STORZ» (Рисунок 2.6А, Рисунок 2.6Б).

Видеокамера фирмы «KARLSTORZ» Германия (Рисунок 2.7) и монитор фирмы «SONY» Япония обеспечивали эндоскопическую визуализацию.

После выполнения контактной уретеролитотрипсии осуществлялась установка мочеточникового стента сроком от 7 до 10 дней, дренирование мочевого пузыря уретральным катетером диаметром 16-20 Ch в течение суток.

В послеоперационном периоде проводилась антибактериальная, противовоспалительная и анальгетическая терапии.

2.5 Характеристика хирургического инструментария и больных, перенесших цистолитотрипсию

В Институте урологии и репродуктивного здоровья человека первого МГМУ им. И.М. Сеченова за период с сентября 2017 по август 2019 года выполнена цистолитотрипсия 28 пациентам. Из них 3 (10,8%) женщин и 25 (89,2%) мужчин. Возраст пациентов составил от 18 до 80 лет.

Размеры камней в мочеточнике от 7 до 50 мм. При выполнении контактной уретеролитотрипсии использовались следующие параметры: лазерное волокно 200 мкм, энергия импульса 0,15-1 Дж, мощность 10-40 Вт, частота импульса 3,3-200 Гц.

Интраоперационно проводилась оценка влияния режимов на эндоскопическую визуализацию поля и возникновения ретропульсии.

При использовании системы для лазерной энуклеации видеоконтроль и освещение оперативного вмешательства обеспечивались с помощью блока управления видеокамерой и источника холодного света «KARL STORZ» (Рисунок 2.6 а,б).

При помощи видеокамеры фирмы «KARL STORZ» Германия (Рисунок 2.7) и монитора фирмы «SONY» Япония, обеспечивалась эндоскопическая визуализация.

После выполнения цистолитотрипсии осуществлялось дренирование мочевого пузыря уретральным катетером диаметром 16-20 Ch.

В послеоперационном периоде проводилась антибактериальная, противовоспалительная и анальгетическая терапии.

2.6 Характеристика операционной, лазерного аппарата, особенности подачи ирригационной жидкости, видеофиксации во время выполнения гибкой ретроградной нефролитотрипсии, миниперкутанной нефролитотрипсии, контактной уретеролитотрипсии, цистолитотрипсии

Все виды операций выполнялись в рентген - операционной Siemens Uroscope (Рисунок 2.9).



Рисунок 2.9 - Операционная Siemens Uroscope

Для дезинтеграции камней при всех вышеперечисленных видах оперативных вмешательств нами применялся суперимпульсный тулиевый волоконный лазер с длиной волны 1,94 мкм, максимальной выходной мощностью 40 Вт, максимальной пиковой мощностью 500 Вт "FiberLase U2" (Рисунок 2.10).



Рисунок 2.10 - Суперимпульсный тулиевый волоконный лазер с длиной волны 1,94 мкм (FiberLase U2)

Видеозапись при выполнении гибкой ретроградной нефролитотрипсии осуществлялась на ПК рабочей станции (Рисунок 2.4 А).

Видеофиксация осуществлялась при помощи внешнего оцифровщика Pinnacle Video Transfer (Рисунок 2.11) на съемные накопители, при выполнении миниперкутанной нефролитотрипсии, контактной уретеролитотрипсии, цистолитотрипсии.



Рисунок 2.11 - Внешний оцифровщик Pinnacle Video Transfer

Подача физиологического раствора (ирригационная жидкость) при выполнении всех вышеописанных эндоскопических операций осуществлялась

самотёком, за счет разницы гидростатического давления.

Давление ирригационной жидкости составляло 30-40 см. вод. ст., за счет установки емкости с ирригационной жидкостью на высоте 30-40 см от уровня поверхности операционного стола.

В начале исследования использовались различные варианты параметров и исходя из предпочтений хирурга сформировался список наиболее актуальных режимов, которые позволяли эффективно дезинтегрировать камни с сохранением хорошей эндоскопической визуализацией и минимальной ретропульсией. Ретропульсия и качество эндоскопической видимости оценивалось диссертантом совместно с оперирующим хирургом интраоперационно.

Глава 3. Собственные результаты

3.1 Гибкая ретроградная интратрениальная нефролитотрипсия с использованием суперимпульсивного тулиевого волоконного лазера, длиной волны 1,94 мкм

В ходе исследования проведена статистическая обработка частоты использования различных режимов тулиевой волоконной литотрипсии (диаграмма 3.1), оценка влияния режимов на ретропульсию (диаграмма 3.2) и эндоскопическую видимость (диаграмма 3.3), проведен корреляционный анализ зависимости возникновения ретропульсии и качества эндоскопической визуализации от плотности камня (НУ) (диаграмма 3.4, 3.5) при выполнении гибкой ретроградной интратрениальной нефролитотрипсии. Также оценивался показатель «stone free rate» через 3 месяца после выполнения оперативного вмешательства. Представлена таблица с данными наиболее оптимальных режимов для выполнения РИРХ, статистический анализ их влияния на возникновение ретропульсии, и качество эндоскопической видимости и среднее значение «Laser on time» (времени использования лазера в минутах), размера и плотности (НУ) камней (Таблица 3.1) [110].

Использовался диапазон энергии импульса от 0,1 до 2 Дж, мощности от 6 до 40 Вт, частоты импульса от 30 до 400 Гц [110].

Диаграмма 3.1 демонстрирует частоту используемых режимов при выполнении гибкой ретроградной интратрениальной лазерной нефролитотрипсии [110].

Ниже представлены наиболее часто используемые режимы:

- №1- 0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт
- №2- 0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт
- № 3- 0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт
- № 4- 0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт

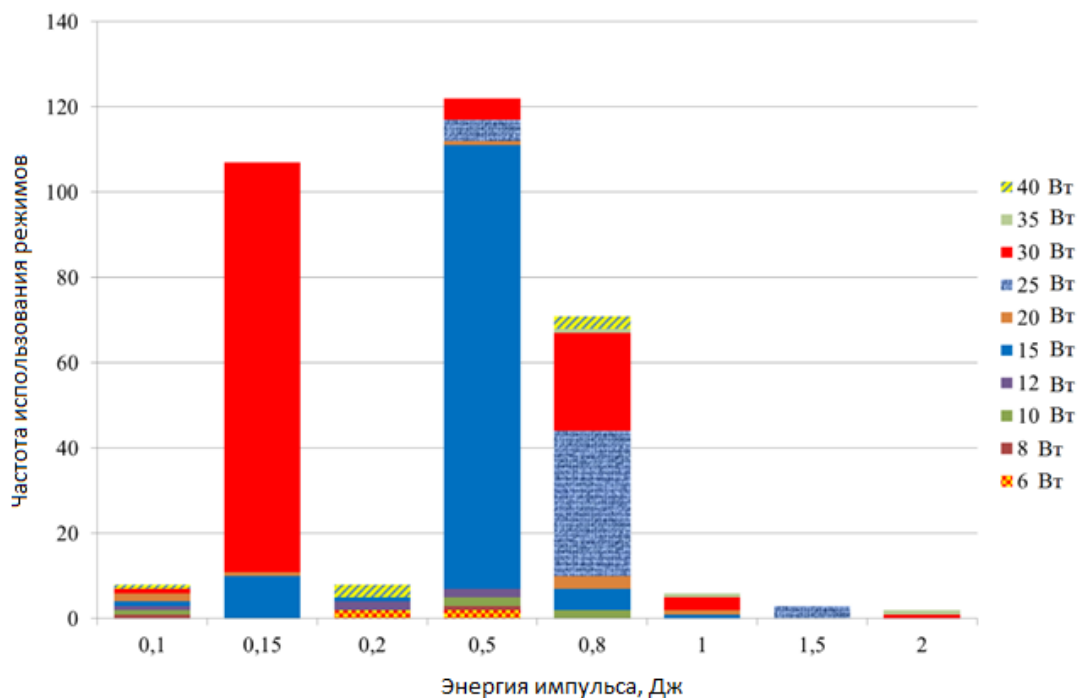


Диаграмма 3.1 - Частота использования режимов лазерного излучения

По итогам исследования проведен корреляционный анализ влияния режимов на возникновение ретропульсии (диаграмма 3.2).

При использовании режима №1 «0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт» ретропульсия минимальна или отсутствует. Режим №2 «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт» демонстрирует несколько более высокие риски возникновения ретропульсии, чем режим №1. Режимы №3 и №4 оказывают влияние на возникновение ретропульсии (диаграмма 3.2) [110].

Коэффициент корреляции между используемым режимом и возникновением ретропульсии +0,568 ($p < 0,001$) [110].

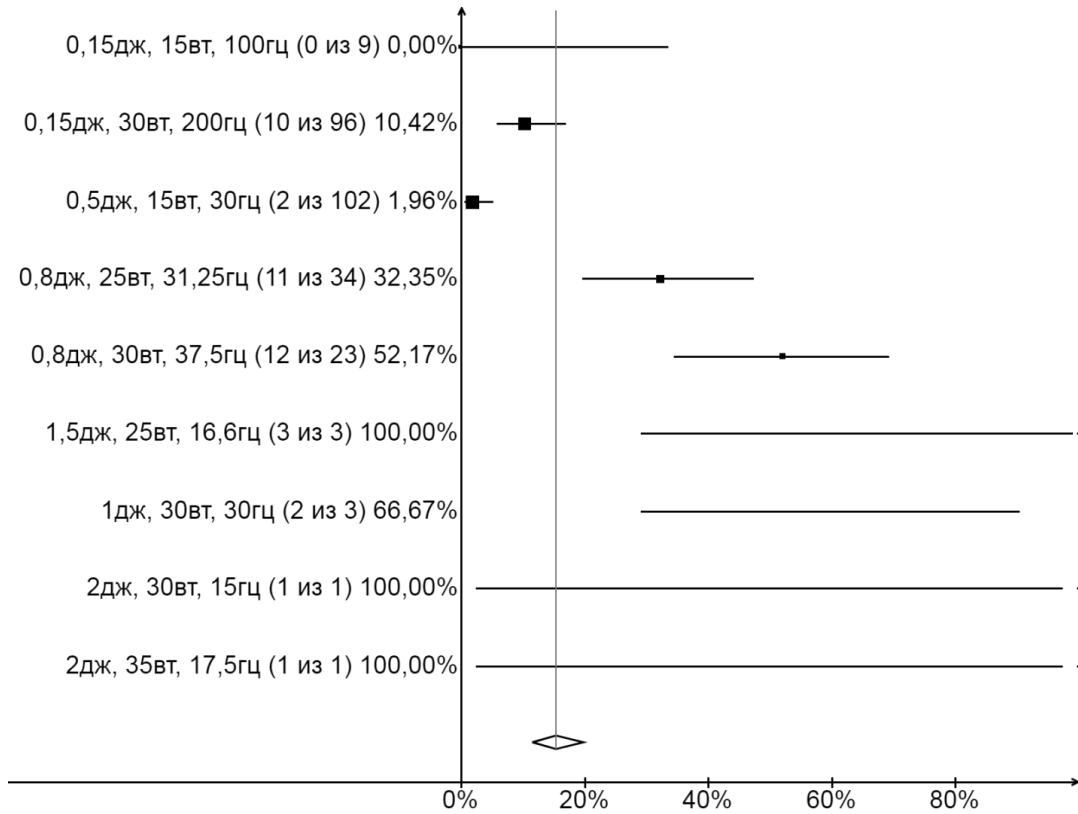


Диаграмма 3.2 - Влияние режимов на возникновение ретропульсии

Проведена статистическая обработка влияния режимов на качество эндоскопической видимости, по итогам которого использование режима №1 «0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт» позволяет сохранить хорошую видимость операционного поля при выполнении литотрипсии. Режим №2 «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт» за счет высокой частоты повторений импульса лазерного излучения (200 Гц) оказывает негативное влияние на качество эндоскопической визуализации, также режимы №3 «0,8 Дж 31,25 Гц 25 Вт», №4 «0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт» влияют на ухудшение качества видимости по сравнению с режимом №1 (диаграмма 3.3) [110].

Коэффициент корреляции между режимом и ухудшением качеством эндоскопической в видимости $+0,583$ ($p < 0,001$) [110].

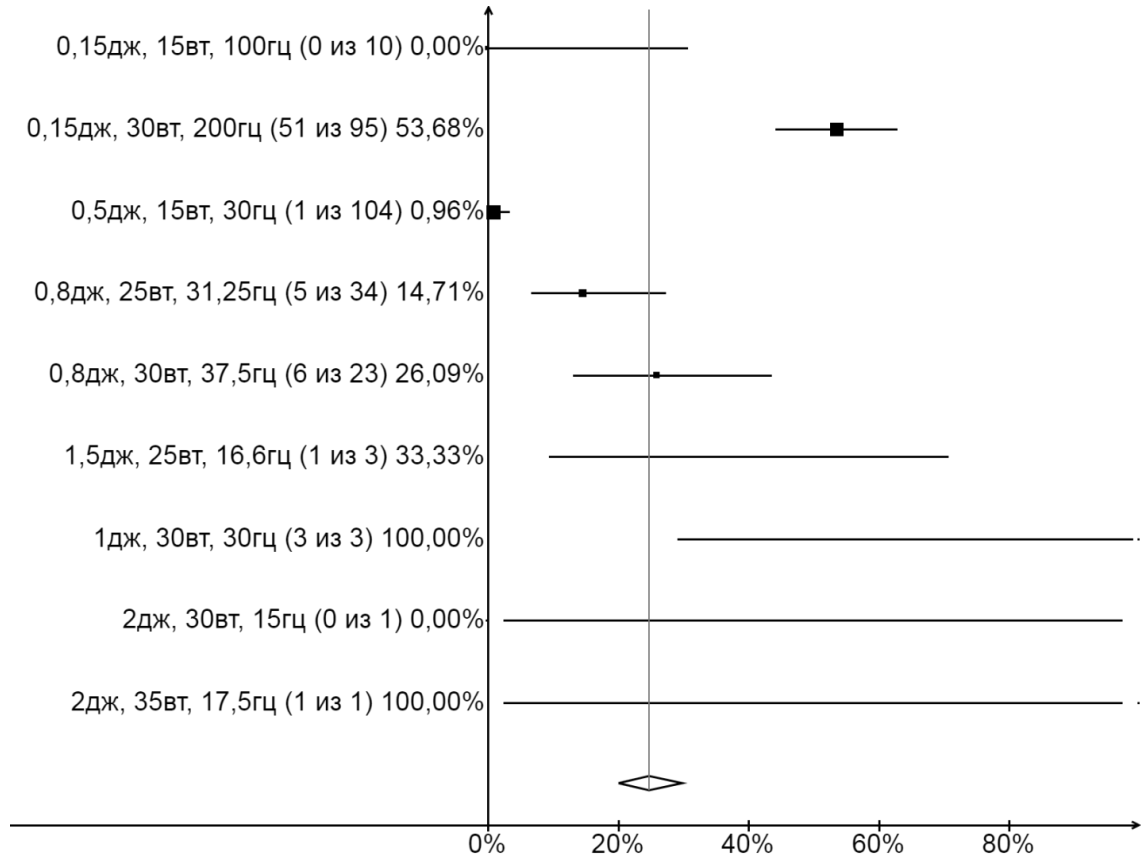


Диаграмма 3.3 - Влияние режимов на ухудшение качества эндоскопической визуализации

Таблица 3.1 - Наиболее оптимальные режимы для выполнения РИРХ, их влияние на возникновение ретропульсии, эндоскопическую видимость и результаты применения («Laser on time», размер камня, плотность НУ)

Режим	N (%) 152 (100%)	Влияние на возникновение ретропульсии	Эндоскопическая видимость	«Laser on time», мин	Размер камня, см	Плотность НУ
№ 1 0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт	51 (33,5%)	Почти полное отсутствие	Отличная	Mean 3,1 IQR 0,9-2	11±5,5	1004±376
№ 2 0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт	46 (30,2%)	Ниже среднего	Ниже среднего	Mean 3,1 IQR 0,85-4,05	11,1±5,4	1008±375

Продолжение Таблицы 3.1

№ 3 0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт	15 (9,8%)	Среднее	Средняя	Mean 3,3 IQR 0,9-4,1	11±5,3	1014±377
№ 4 0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт	9 (5,9%)	Среднее	Средняя	Mean 3 IQR 0,9-4	10,6±4, 7	982±383

По результатам корреляционного анализа качества эндоскопической визуализации от плотности камня (НУ) при выполнении РИРХ, нет зависимости между плотностью камня (НУ) и ухудшением эндоскопической видимости (Диаграмма 3.4) [110].

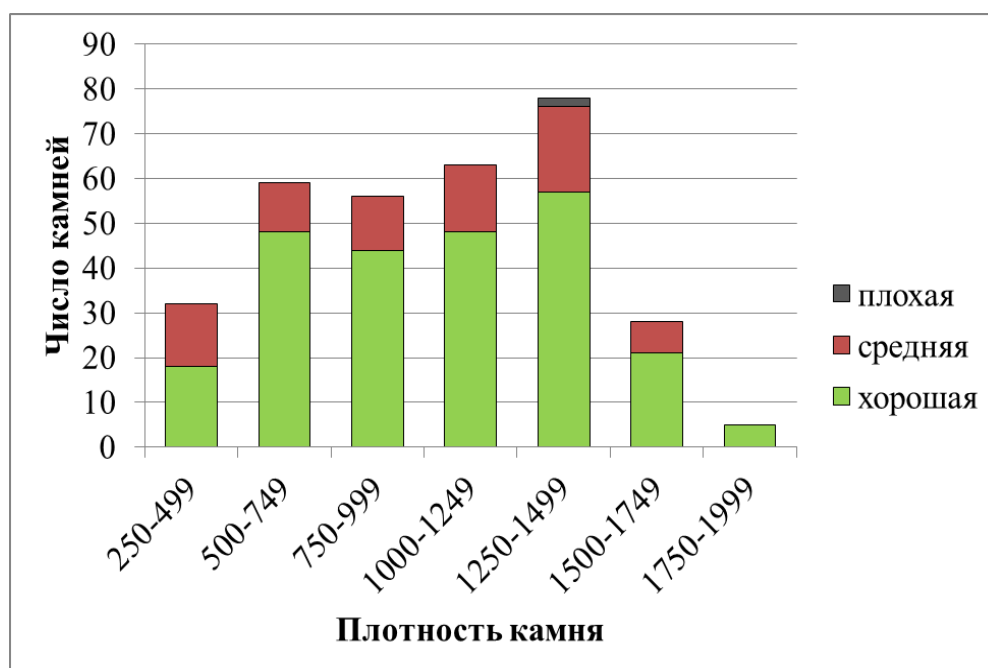


Диаграмма 3.4 - Качество эндоскопической визуализации в зависимости от плотности камня при выполнении гибкой ретроградной нефролитотрипсии.

Выполнена статистическая обработка зависимости возникновения ретропульсии от плотности камня (НУ) при выполнении РИРХ, по результатам

которой нет зависимости между плотностью камня (НУ) и возникновением ретропульсии (Диаграмма 3.5) [110].

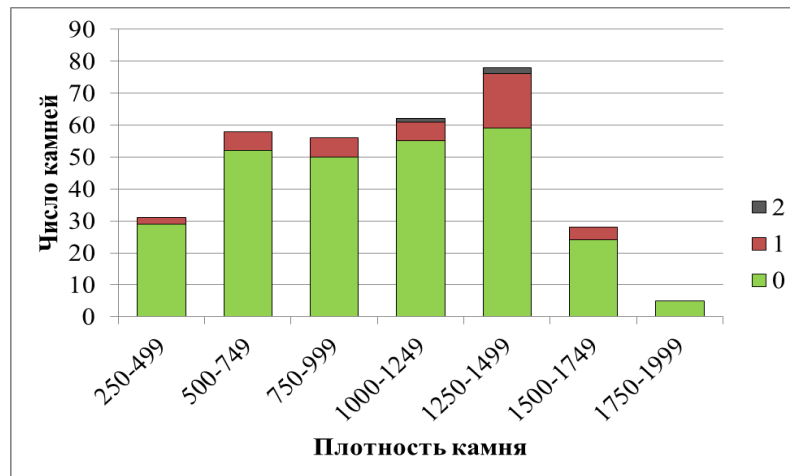


Диаграмма 3.5 - Возникновение ретропульсии в зависимости от плотности камня при выполнении гибкой ретроградной нефролитотрипсии

Проведен анализ «stone free rate»¹ по результатам МСКТ через 3 месяца после выполнения РИРХ. На диаграмме 3.6 показаны результаты «stone free rate», на диаграмме 3.7 размеры резидуальных камней и их процентное соотношение [110].



Диаграмма 3.6 - Показатель «Stone free rate» по данным МСКТ через 3 месяца, после выполнения РИРХ

¹ «stone free rate» - отсутствие фрагментов конкремента более 3 мм.

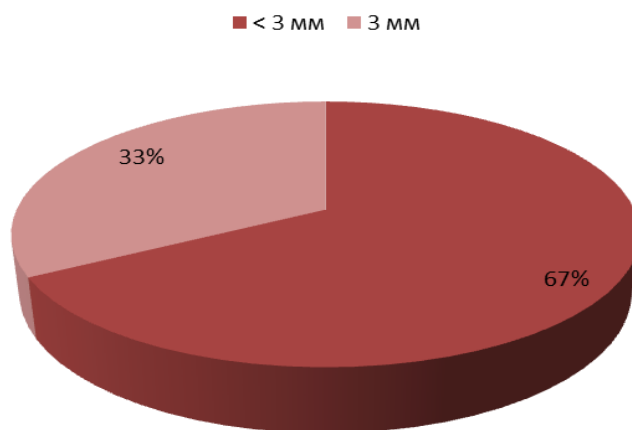


Диаграмма 3.7 - Распределение по размеру резидуальных конкрементов по данным МСКТ через 3 месяца, после РИРХ

3.2 Миниперкутанная нефролитотрипсия с использованием суперимпульсивного тулиевого волоконного лазера, длиной волны 1,94 мкм

В ходе исследования проведена статистическая обработка частоты использования различных режимов тулиевой волоконной литотрипсии (Диаграмма 3.8), оценка влияния режимов на ретропульсию (Диаграмма 3.9) и эндоскопическую видимость (Диаграмма 3.10), проведен корреляционный анализ зависимости возникновения ретропульсии и качества эндоскопической визуализации от плотности камня (НУ) (Диаграмма 3.11, 3.12) при выполнении миниперкутанной нефролитотрипсии. Также оценивался показатель «stone free rate» на первые-вторые послеоперационные сутки (Диаграммы 3.6). Представлены таблицы с данными наиболее оптимальных режимов «распыления» и «фрагментации» для выполнения МПНЛ, статистический анализ их влияния на возникновение ретропульсии, и качество эндоскопической видимости и среднее значение «Laser on time» (времени использования лазера в минутах), размера и плотности (НУ) камней (Таблица 3.2, 3.3) [111].

Наиболее часто используемые режимы распыления №1, №2, №3, №4 и фрагментации №5, №6, №7, №8, №9, №10:

- №1- 0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт
- №2- 0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт
- №3- 0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт
- №4- 0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт
- №5- 1,5 Дж, 15 Гц, 30 Вт
- №6- 1,5 Дж, 26,6 Гц, 40 Вт
- №7- 2 Дж, 15 Гц, 30 Вт
- №8- 2 Дж, 20 Гц, 40 Вт
- №9- 2,5 Дж, 12 Гц, 30 Вт
- №10- 4 Дж, 10 Гц, 40 Вт

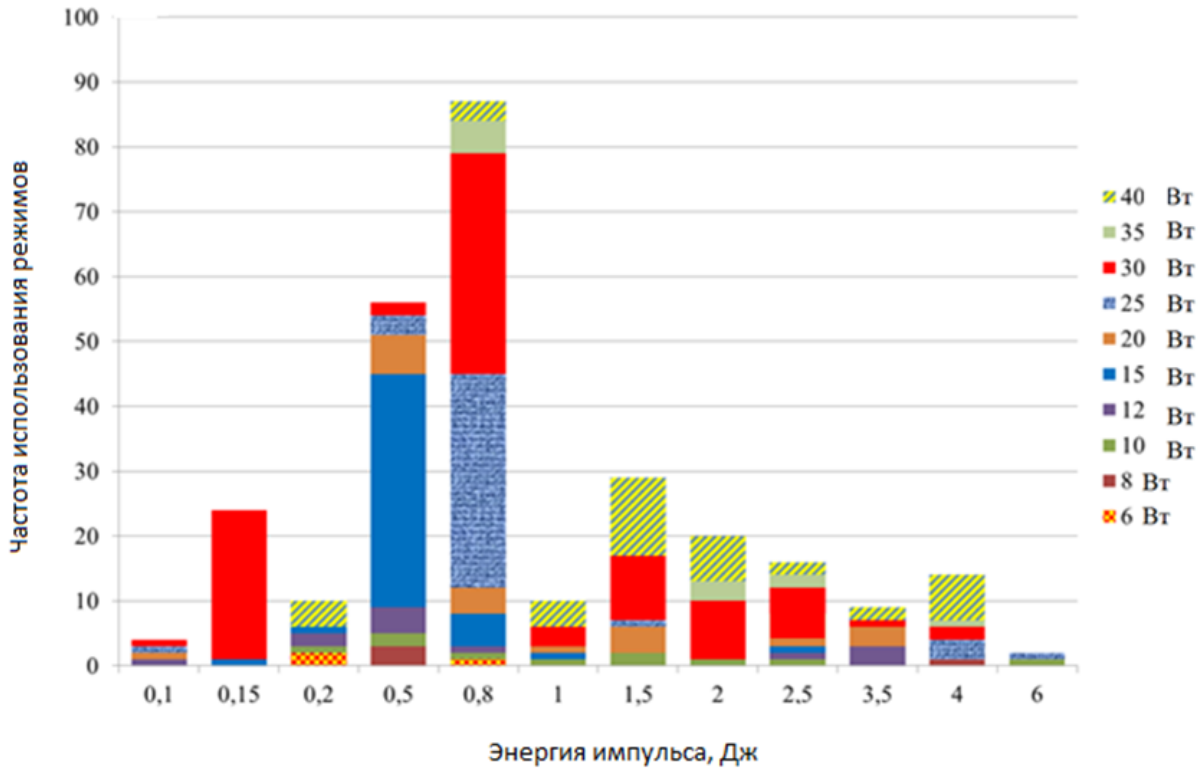


Диаграмма 3.8 - Частота использования режимов лазерного излучения

Выполнена статистическая обработка влияния режимов на возникновение ретропульсии (Диаграмма 3.9).

Режим №2 «0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт» демонстрирует наименьшее воздействие на возникновение ретропульсии; режимы №1 «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт», №3 «0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт» и №4 «0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт» идентичны по воздействию на возникновение ретропульсии, оказывая незначительное влияние на возникновение последней. Режимы фрагментации №5 «1,5 Дж, 15 Гц, 30 Вт», №6 «1,5 Дж, 26,6 Гц, 40 Вт», №7 «2 Дж, 15 Гц, 30 Вт», №8 «2 Дж, 20 Гц, 40 Вт», №9 «2,5 Дж, 12 Гц, 30 Вт» №10 «4 Дж, 10 Гц, 40 Вт» оказывают значительное на возникновение ретропульсии, за счет мощной энергии импульса (Дж) [111].

Коэффициент корреляции между используемым режимом и возникновением ретропульсии 544 ($p < 0,001$) [111].

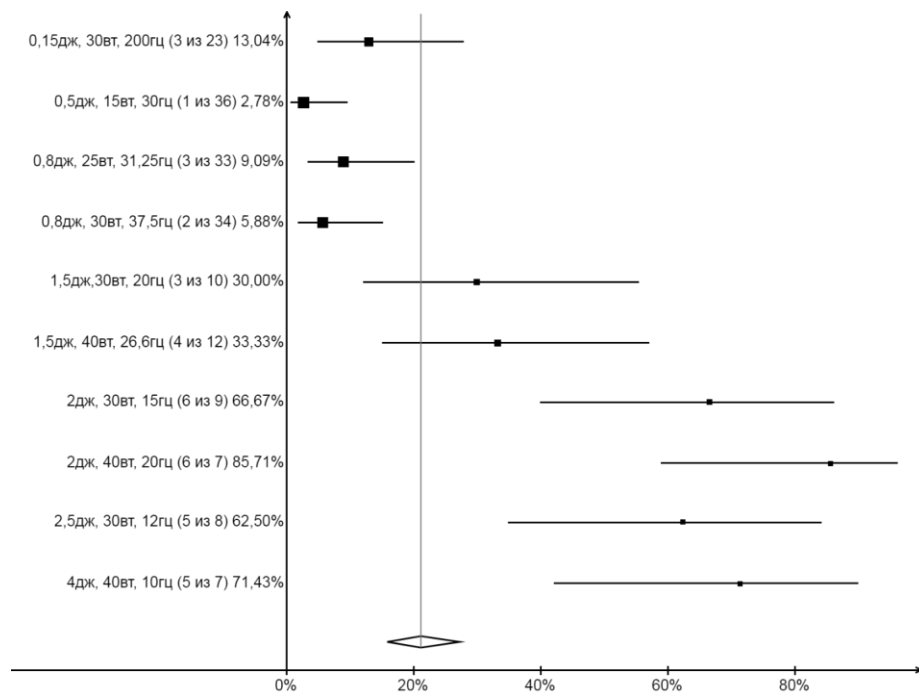


Диаграмма 3.9 - Влияние режимов на возникновение ретропульсии

Проведен корреляционный анализ влияния режимов на снижение качества эндоскопической визуализации (Диаграмма 3.10).

Использование режимов №2 «0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт» №3 «0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт» позволяет сохранять хорошую эндоскопическую визуализацию, режим №4 «0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт» оказывает несколько большее влияние на видимость операционного поля, чем режим №3, за счет более частых импульсов лазерного излучения (37,5 Гц); режим №1 «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт» оказывает наиболее

выраженное влияние на качество видимости за счет высокой частоты повторений энергии импульса (200 Гц) [111].

Режимы фрагментации №5 «1,5 Дж, 15 Гц, 30 Вт», №6 «1,5 Дж, 26,6 Гц, 40 Вт», №7 «2 Дж, 15 Гц, 30 Вт», №8 «2 Дж, 20 Гц, 40 Вт», №9 «2,5 Дж, 12 Гц, 30 Вт», №10 «4 Дж, 10 Гц, 40 Вт» достоверно не отличаются по влиянию на качество эндоскопической видимости; ухудшение качества видимости умеренное. Коэффициент корреляции между режимом и ухудшением качеством эндоскопической в видимости +0,554 ($p < 0,001$) [111].

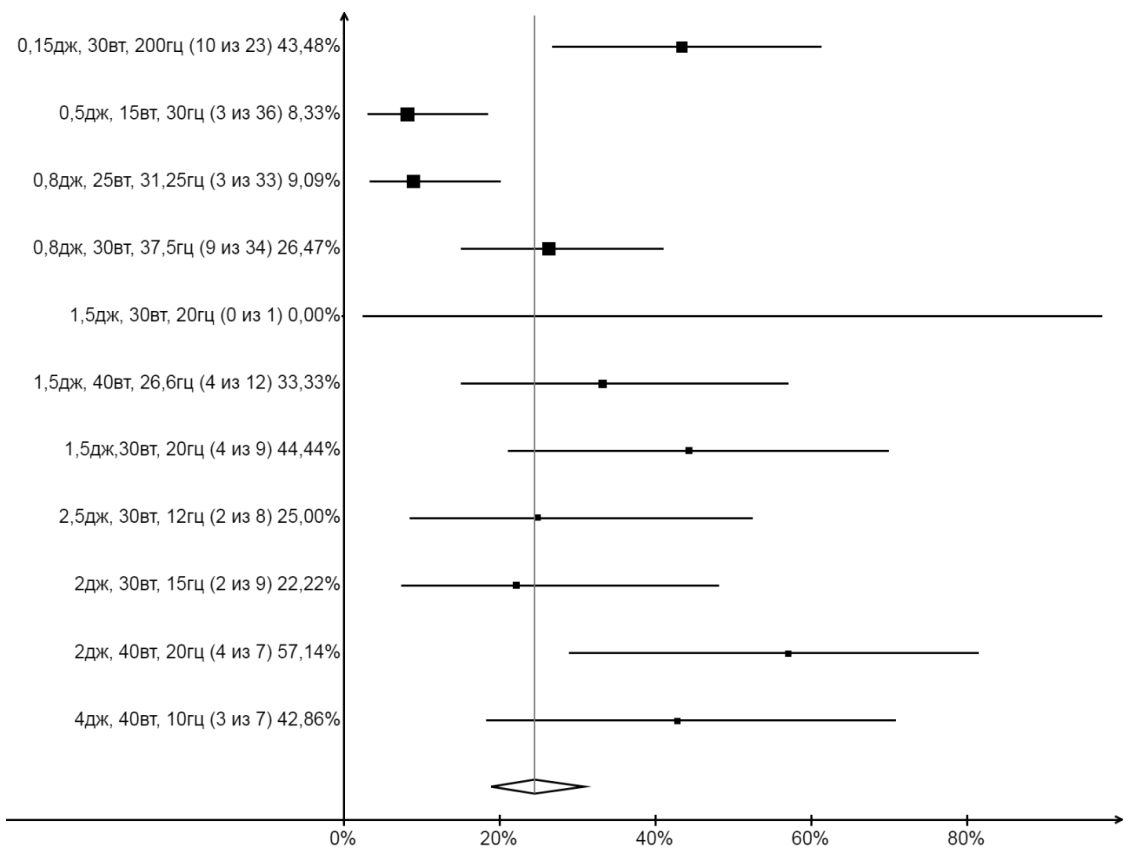


Диаграмма 3.10 - Влияние режимов на ухудшение качества эндоскопической визуализации

Таблица 3.2 - Наиболее оптимальные режимы распыления для выполнения МПНЛ, их влияние на возникновение ретропульсии, эндоскопическую видимость и результаты применения («Laser-on time», размер камня, плотность HU)

Режим	N (%) 171 (100%)	Влияние на возникновение ретропульсии	Эндоскопическая видимость	«Laser-on time», мин	Размер камня, см	Плотность, HU
№1 0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт	25 (14,6%)	Почти полное отсутствие	Отличная	Mean 4,2 IQR 1,5-5,6	17,4±9,2	1031±414
№3 0,8 Дж, 31,25 Гц, 25Вт	23 (13,4%)	Среднее	Средняя	Mean 4,4 IQR 1,5-5,8	17,5±9,1	1039±415
№ 4 0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт	19 (11,1%)	Среднее	Средняя	Mean 4,2 IQR 1,6-5,2	24,5±9	1014±377

Таблица 3.3 - Наиболее оптимальные режимы «фрагментации» для выполнения МПНЛ, их влияние на возникновение ретропульсии, эндоскопическую видимость и результаты применения («Laser-on time», размер камня, плотность HU)

Режим	N (%) 171 (100%)	Влияние на возникновение ретропульсии	Эндоскопическая видимость	«Laser-on time», мин	Размер камня, см	Плотность HU
№5 1,5 Дж, 15 Гц, 30 Вт	14 (8,1%)	Почти полное отсутствие	Отличная	Mean 4,5 IQR 1,5-6	17,6±9,2	1036±419
№6 1,5 Дж, 26,6 Гц, 40 Вт						

Продолжение Таблицы 3.3

№7 2 Дж, 15 Гц, 30 Вт	12 (7%)	Ниже среднего	Ниже среднего	Mean 4,2 IQR 1,5-5,5	17,4±4, 2	1027±416
№8 2 Дж, 20 Гц, 40 Вт						
№9 2,5 Дж, 12 Гц, 30 Вт	4 (2,3%)	Среднее	Средняя	Mean 3,3 IQR 0,9-4,1	16,7±9, 1	1048±433

Статистическая обработка зависимости качества эндоскопической визуализации от плотности камня (НУ) при выполнении МПНЛ, показала отсутствие зависимости между плотностью камня (НУ) и качеством эндоскопической видимости (Диаграмма 3.11) [111].

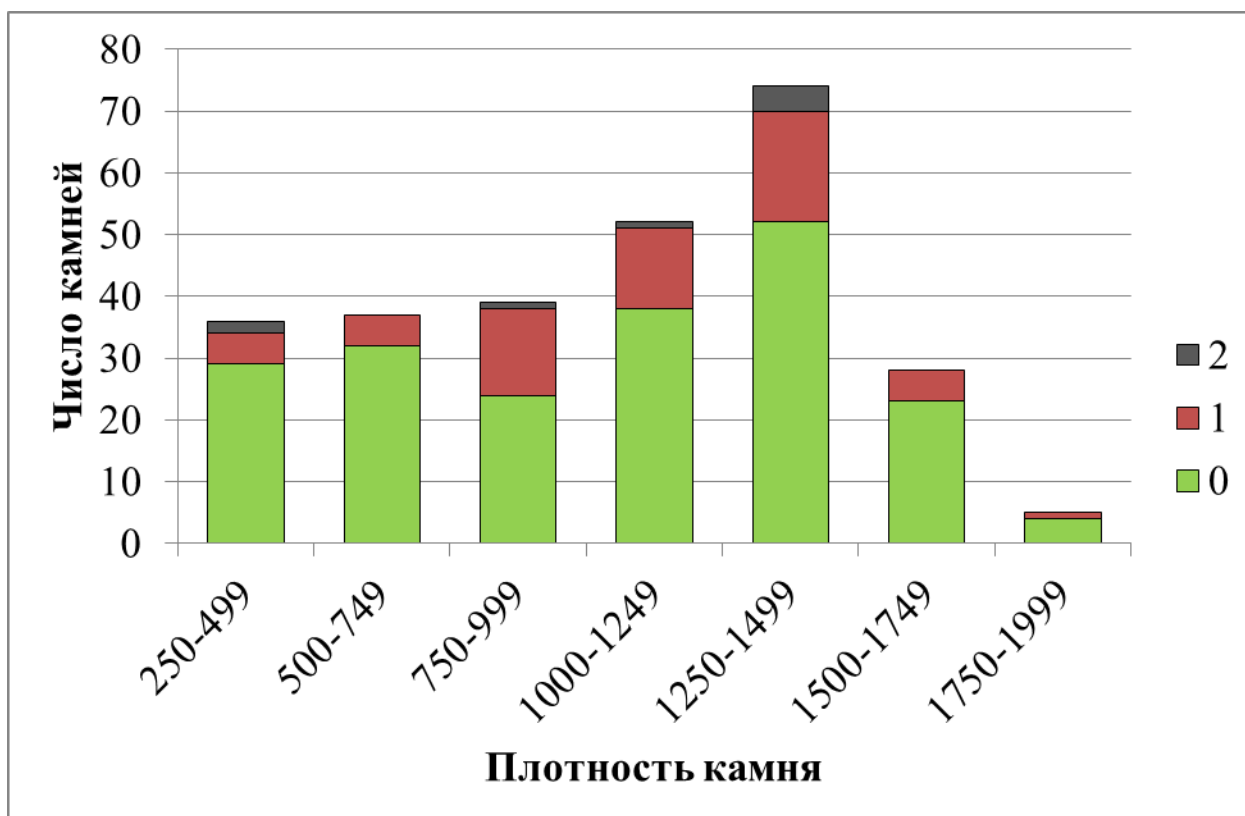


Диаграмма 3.11 - Качество эндоскопической визуализации в зависимости от плотности камня при выполнении миниперкутанной нефролитотрипсии

Проведен корреляционный анализ влияния плотности камня (HU) на возникновение ретропульсии при выполнении МПНЛ, по результатам которого нет зависимости между плотностью камня (HU) и возникновением ретропульсии (Диаграмма 3.12) [111].

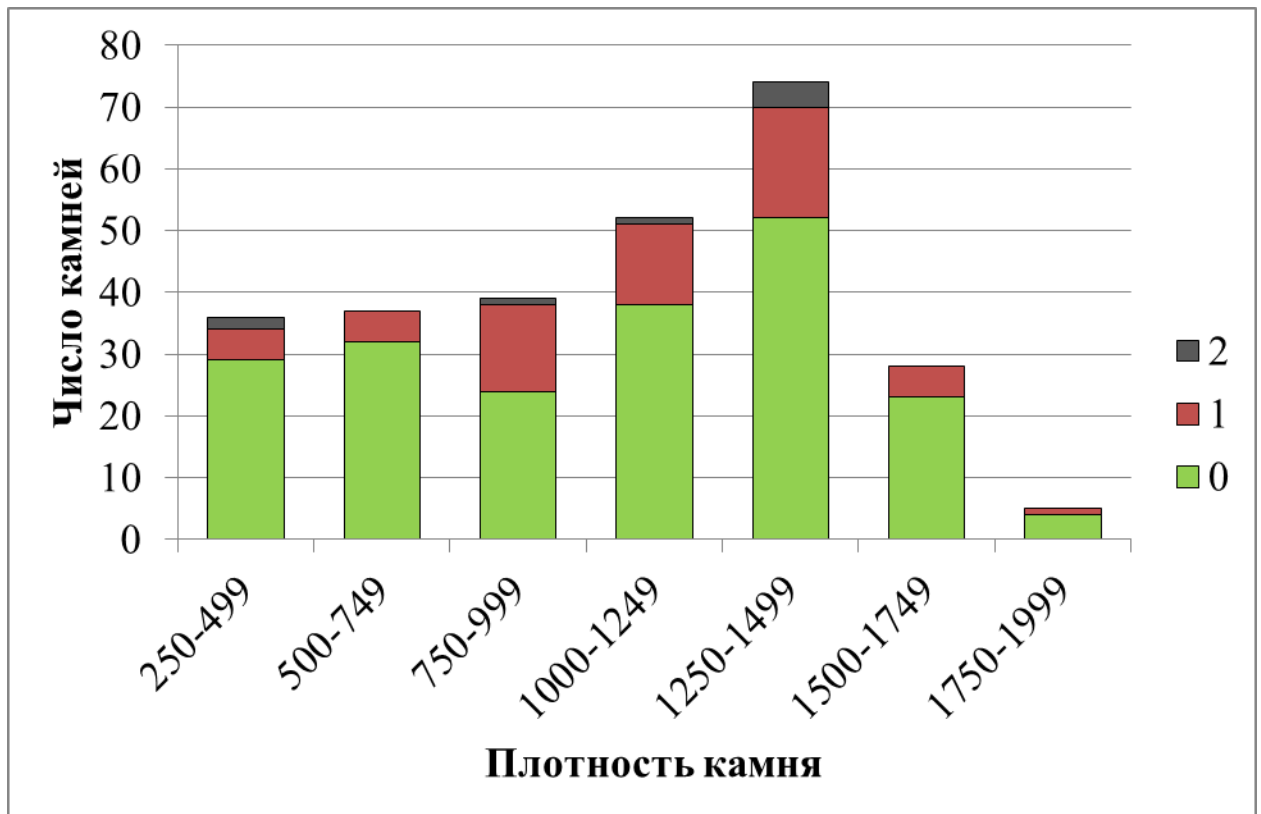


Диаграмма 3.12 - Возникновение ретропульсии в зависимости от плотности камня при выполнении миниперкутанной нефролитотрипсии

Оценка «stone free rate» проводилась по результатам МСКТ в первые сутки после выполнения миниперкутанной нефролитотрипсии [111].

На диаграммах 3.13, 3.14, 3.15 показаны результаты «stone free rate» при солитарных камнях размером меньше 2 см, больше 2 см и при множественных камнях [111].



Диаграмма 3.13 - Процент «stone free rate» после выполнения МПНЛ при наличии солитарных камней почки >2 см



Диаграмма 3.14 - Процент «stone free rate» после выполнения МПНЛ при наличии солитарных камней почки < 2 см



Диаграмма 3.15 - Процент «stone free rate» после выполнения МПНЛ при наличии множественных камней почки

3.3 Контактная уретеролитотрипсия с использованием суперимпульсного тулиевого волоконного лазера с длиной волны 1,94 мкм

В ходе исследования проведена статистическая обработка частоты использования различных режимов тулиевой волоконной литотрипсии (диаграмма 3.16), оценка влияния режимов на ретропульсию (диаграмма 3.17) и эндоскопическую видимость (диаграмма 3.18), проведен корреляционный анализ зависимости возникновения ретропульсии и качества эндоскопической визуализации от плотности камня (НУ) (диаграмма 3.19, 3.20) при выполнении лазерной контактной литотрипсии. Также оценивался показатель «stone free rate» на 1 послеоперационные сутки (диаграммы 3.21). Представлена таблица с данными наиболее оптимальных режимов для выполнения КУЛТ, статистический анализ их влияния на возникновение ретропульсии, и качество эндоскопической видимости и среднее значение «Laser on time» (времени использования лазера в минутах), размера и плотности (НУ) камней. (таблица 1)

Использовался диапазон энергии импульса от 0,1 до 2 Дж, мощности от 6 до 40 Вт, частоты импульса от 30 до 400 Гц.

Диаграмма 3.16 демонстрирует частоту используемых режимов при выполнении лазерной контактной уретролитотрипсии.

Наиболее часто используемые режимы:

- №1- 0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт
- №2- 0,15 Дж, 100 Гц, 15 Вт
- №3- 0,5 Дж, 12 Гц, 6 Вт
- №4- 0,8 Дж, 12,5 Гц, 10 Вт

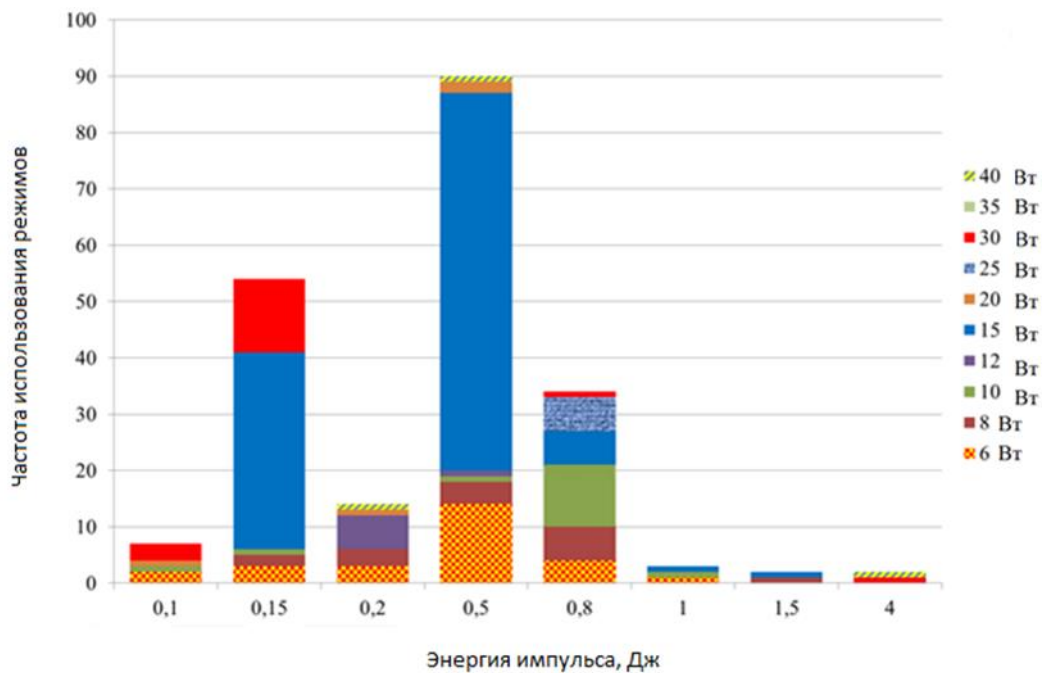


Диаграмма 3.16 - Частота использования режимов лазерного излучения

В ходе исследования проведена статистическая обработка влияния режимов на возникновение ретропульсии.

Рассматриваем 4 наиболее часто используемых режимов. При использовании режимов №1 «0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт», №2 «0,15 Дж, 100 Гц, 15 Вт», №3 «0,5 Дж, 12 Гц, 6 Вт» ретропульсия возникала редко, режим №4 0,8 Дж, 12,5 Гц, 10 Вт чаще приводил к возникновению ретропульсии (Диаграмма 3.17)

Коэффициент корреляции между используемым режимом и возникновением ретропульсии +0,562 ($p < 0,001$).

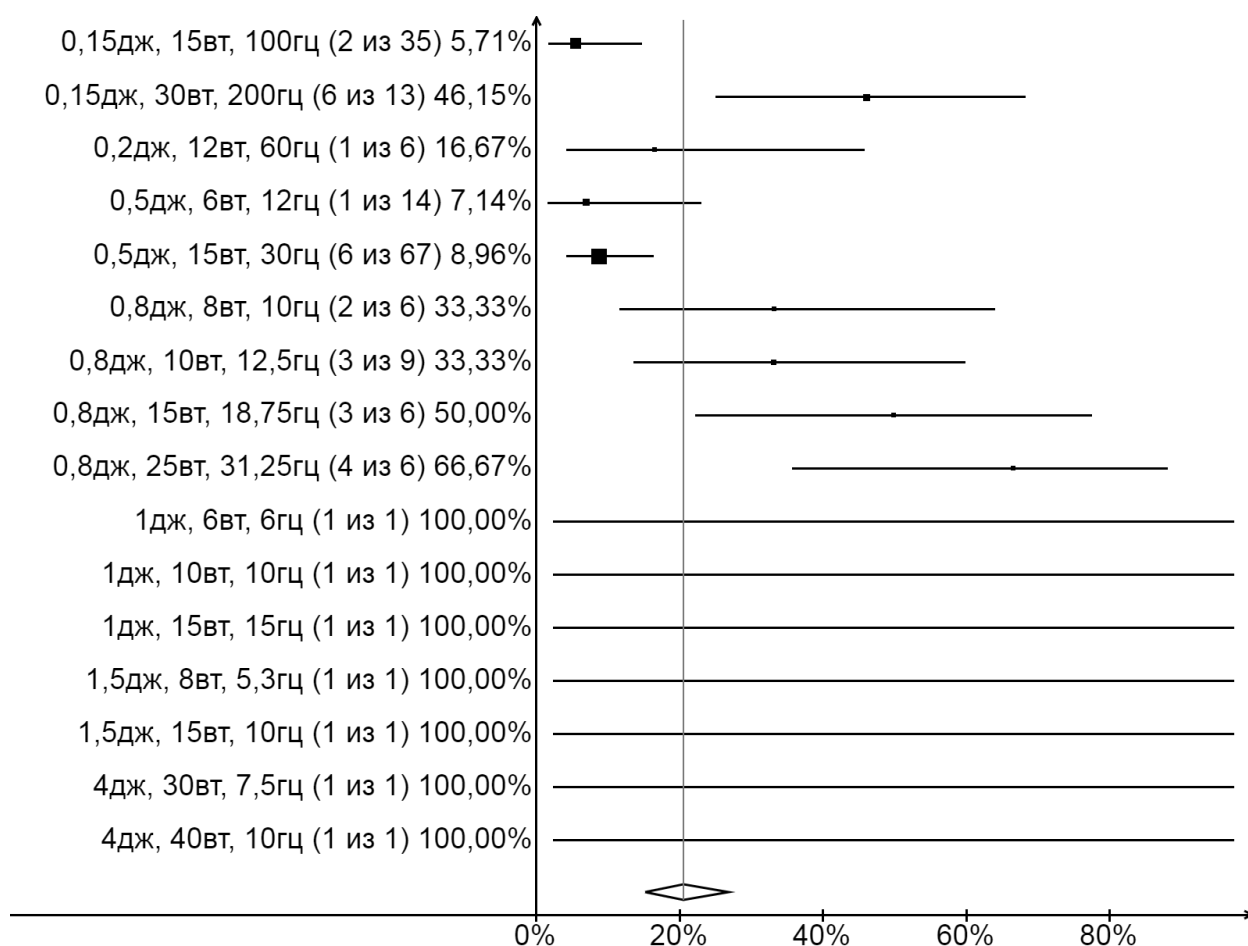


Диаграмма 3.17 - Влияние режимов на возникновение ретропульсии

Проведен корреляционный анализ влияния режимов на эндоскопическую визуализацию, по итогам которого, при использовании режимов №1 «0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт», №3 «0,5 Дж, 12 Гц, 6 Вт» и №4 «0,8 Дж, 12,5 Гц, 10 Вт» сохраняется качество эндоскопической визуализации, применение режима №2 «0,5 Дж, 100 Гц, 15 Вт» приводит к ухудшению качества эндоскопической визуализации (Диаграмма 3.18) [96]

Коэффициент корреляции между режимом и ухудшением качеством эндоскопической в видимости +0,590 ($p < 0,001$).

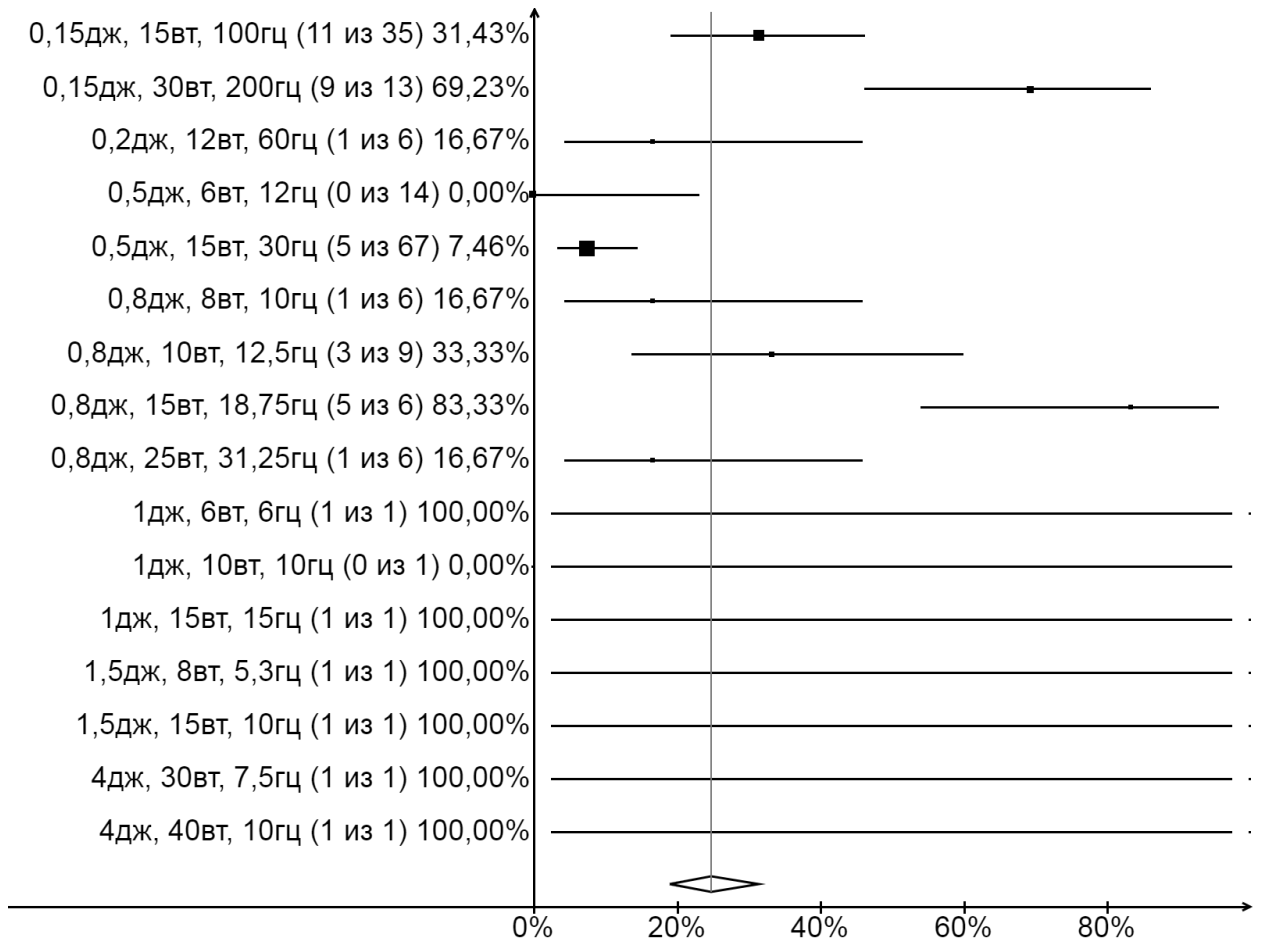


Диаграмма 3.18 - Влияние режимов на ухудшение качества эндоскопической визуализации

Таблица 3.4 - Наиболее оптимальные режимы для выполнения КУЛТ, их влияние на возникновение ретропульсии, эндоскопическую видимость и результаты применения («Laser on time», размер камня, плотность HU)

Режим	N (%)	Влияние на возникновение ретропульсии	Эндоскопическая видимость	«Laser on time», мин	Размер камня, см	Плотность HU
№1 0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт	55 (36,9%)	Почти полное отсутствие	Отличная	Mean 1,4 IQR 0,4-2	9±3,4	977±355
№2 0,15 Дж, 100 Гц, 15 Вт	49 (31,8%)	Ниже среднего	Ниже среднего	Mean 1,4 IQR 0,4-2	9±3,5	978±356

Продолжение Таблицы 3.4

№3 0,5 Дж, 12 Гц, 6 Вт	18 (12%)	Отсутствует	Отличная	Mean 1,2 IQR 0,3-1,7	11±5,3	981±345
№4 0,8 Дж, 12,5 Гц, 10 Вт	16 (10,7%)	Почти полное отсутствие	Отличная	Mean 1,4 IQR 0,4- 1,85	8,8±3,4	985±357

Корреляционный анализ качества эндоскопической визуализации от плотности камня (HU) при выполнении КУЛТ, показал отсутствие зависимости между плотностью камня (HU) и ухудшением эндоскопической видимости (Диаграмма 3.19)

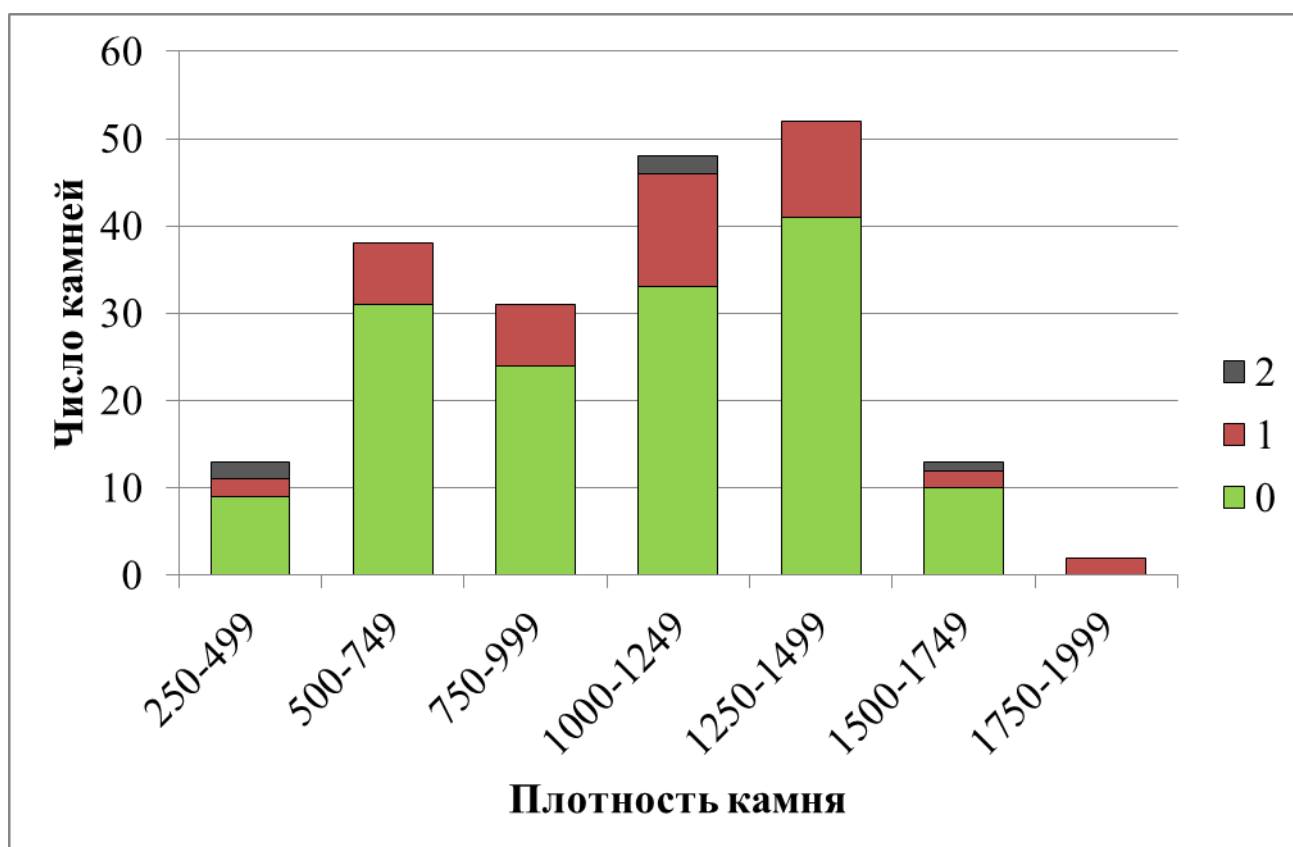


Диаграмма 3.19. - Качество эндоскопической визуализации в зависимости от плотности камня при выполнении контактной уретеролитотрипсии

По результатам статистической обработки влияния плотности камня (НУ) на возникновение ретропульсии при выполнении лазерной контактной уретеролитотрипсии, нет зависимости между плотностью камня (НУ) и возникновением ретропульсии (Диаграмма 3.20)

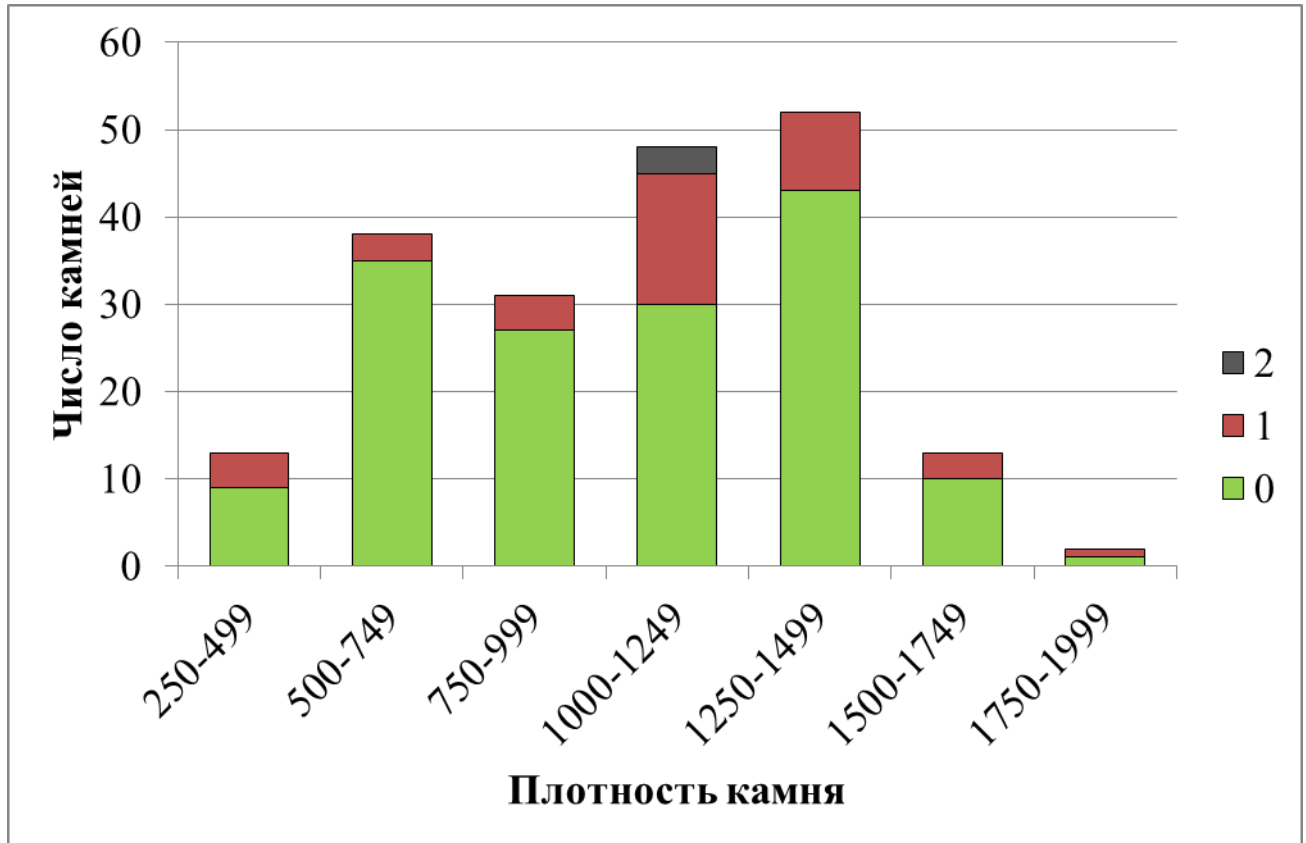


Диаграмма 3.20 - Возникновение ретропульсии в зависимости от плотности камня при выполнении лазерной контактной уретеролитотрипсии

Оценка «stone free rate» проводилась по результатам МСКТ на первые сутки (диаграммы 3.21) после выполнения контактной уретеролитотрипсии



Диаграмма 3.21 - Процент «stone free rate» после выполнения контактной уретеролитотрипсии

3.4 Цистолитотрипсия с использованием суперимпульсивного тулиевого волоконного лазера, длиной волны 1,94 мкм

В ходе исследования проведена статистическая обработка частоты использования различных режимов тулиевой волоконной литотрипсии (Диаграмма 3.22), оценка влияния режимов на ретропульсию (Диаграмма 3.23) и эндоскопическую видимость (диаграмма 3.24), проведен корреляционный анализ зависимости возникновения ретропульсии и качества эндоскопической визуализации от плотности камня (HU) (диаграмма 3.25, 3.26) при выполнении лазерной контактной литотрипсии. Также в послеоперационном периоде выполнялось ультразвуковое исследование мочевого пузыря после удаления уретрального катетера с целью оценки «stone free rate» (диаграмма 3.27) Представлена таблица с данными наиболее оптимальных режимов для выполнения цистолитотрипсии, статистический анализ их влияния на возникновение ретропульсии, и качество эндоскопической видимости и среднее значение «Laser on time» (времени использования лазера в минутах) и размера камней (Таблица 3.5).

Использовался диапазон энергии импульса от 0,15 до 6 Дж, мощности от 10 до 40 Вт, частоты импульса от 3,3 до 200 Гц.

Диаграмма 3.22 демонстрирует частоту используемых режимов при выполнении лазерной контактной цистолитотрипсии.

Ниже представлены наиболее часто используемые режимы:

- №1 «2 Дж, 15 Гц, 30 Вт»
- №2 «4 Дж, 10 Гц, 40 Вт»
- №3 «6 Дж, 6.7 Гц, 40 Вт»

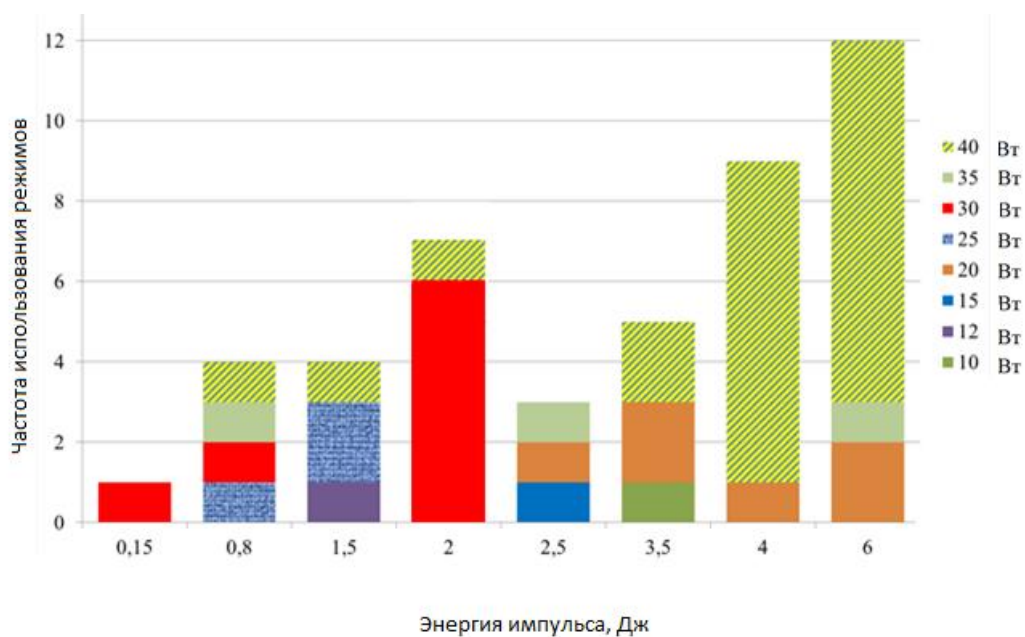


Диаграмма 3.22 - Частота использования режимов лазерного излучения

Проведен корреляционный анализ влияния режимов на возникновение ретропульсии и качество эндоскопической видимости (диаграмма 3.23, 3.24)

Диаграмма 2.23 демонстрирует прямую зависимость между энергией импульса (Дж) и возникновением ретропульсии. Чем выше показатель энергии импульса(Дж) тем более выражена ретропульсия.

Режим №1 «2 дж, 15 гц, 30 вт» в 37% из 100% возникала ретропульсия

Режим №2 «4 дж, 10 гц, 40 вт» в 71,43% из 100% возникала ретропульсия

Режим №3 «6 дж, 6,7 гц, 40 вт» в 100% из 100% возникала ретропульсия

Коэффициент корреляции между используемым режимом и возникновением ретропульсии +0,583 ($p < 0,001$).

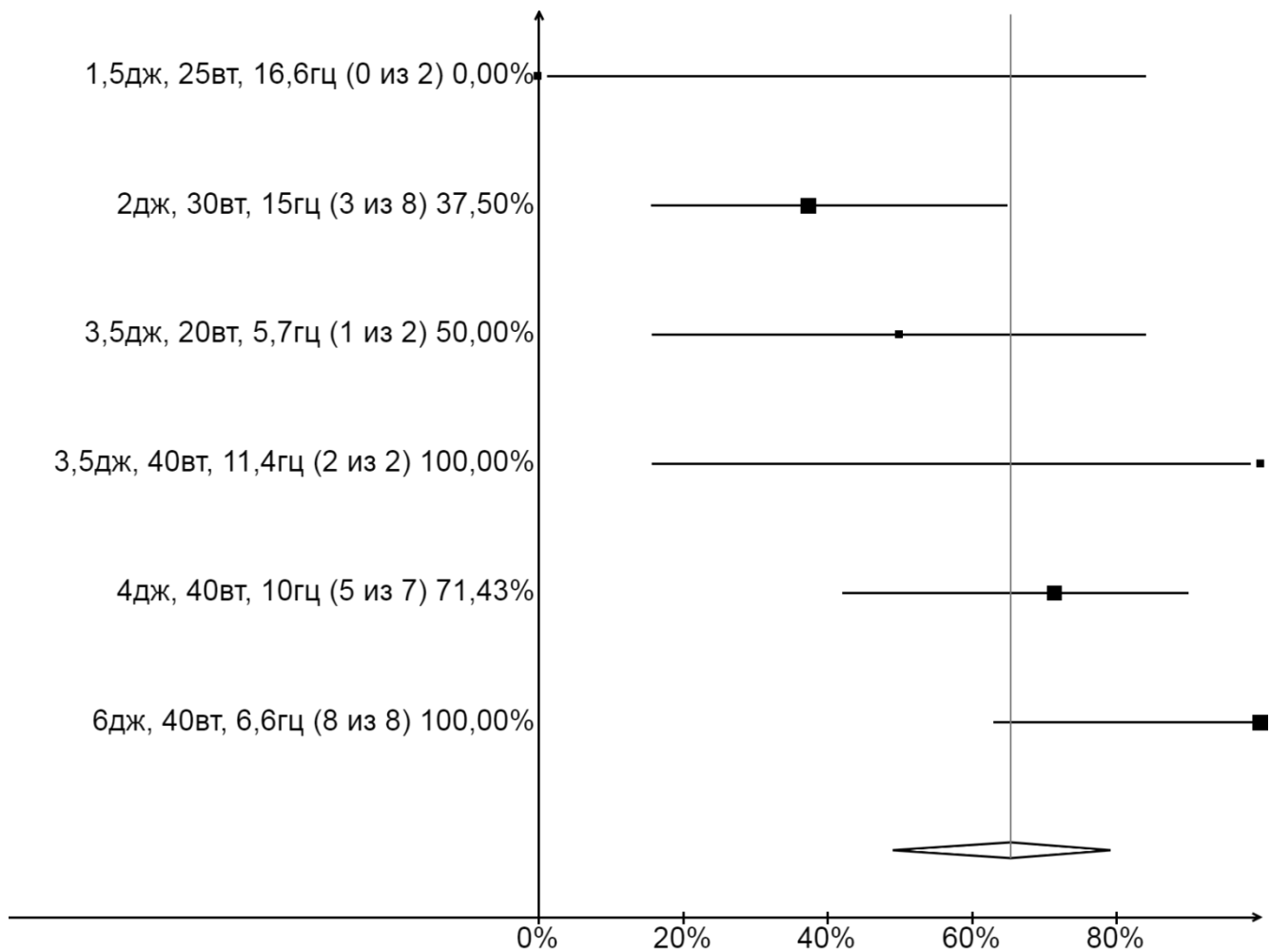


Диаграмма 3.23 - Влияние режимов на возникновение ретропульсии

Диаграмма 3.24 демонстрирует корреляцию связь между величиной энергии импульса (Дж) и ухудшением эндоскопической визуализации. Чем выше показатель энергии импульса (Дж) тем ниже качество видимости операционного поля.

Режим №1 «2 дж, 15 гц, 30 вт» в 25% из 100% снижалось качество видимости. Режим №2 «4 дж, 10 гц, 40 вт» в 57,14% из 100% снижалось качество видимости. Режим №3 «6 дж, 6,7 гц, 40 вт» в 75% из 100% снижалось качество видимости

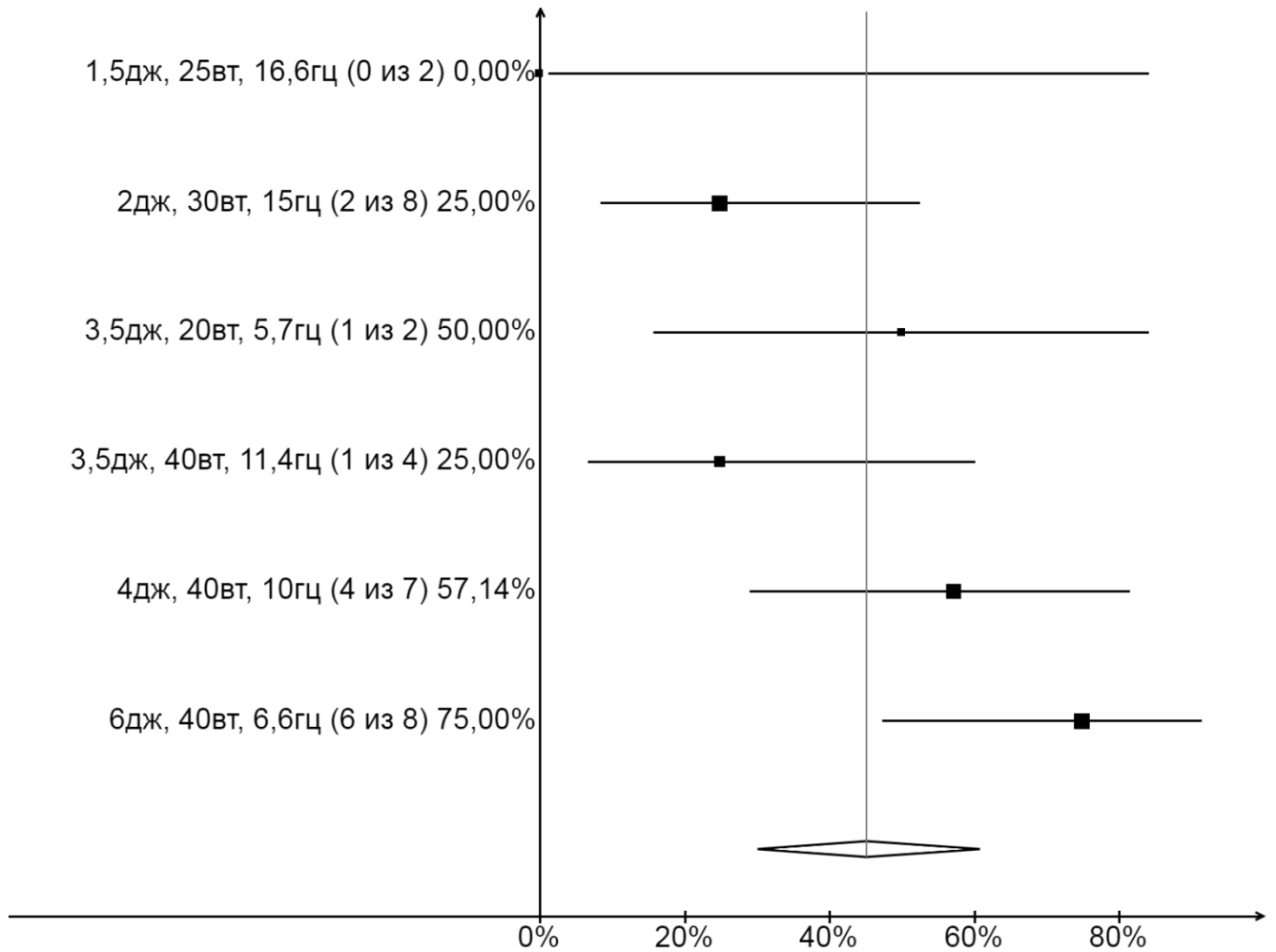


Диаграмма 3.24 - Влияние режимов на ухудшение качества эндоскопической визуализации

Таблица 3.5 - Наиболее оптимальные режимы для выполнения цистолитотрипсии, их влияние на возникновение ретропульсии, эндоскопическую видимость и результаты применения («Laser on time», размер камня, плотность НУ)

Режим	N (%) 28 (100 %)	Влияние на возникновение ретропульсии	Эндоскопи- ческая видимость	«Laser -on time», мин	Размер камня, см	Плот- ность НУ
№1 2 Дж, 15 Гц, 30 Вт	7 (25%)	Выше среднего	Средняя	Mean 7,3 IQR 2,4-10	19,2±11,4	704±172

Продолжение Таблицы 3.5

№2 4 Дж, 10 Гц, 40 Вт	9 (31,1 %)	Выше среднего	Средняя	Mean 7,8 IQR 3- 7,5	19,7±10,8	790±300
№3 6 Дж, 6,7 Гц, 40 Вт	10 (35,7 %)	Высокая	Средняя	Mean 7,8 IQR 3- 10,5	19,7±11,21	741±310

Выполнена статистическая обработка влияния плотности камня (НУ) на качество эндоскопической визуализации при выполнении лазерной контактной цистолитотрипсии, по результатам которой отсутствует корреляционная связь между плотностью камня (НУ) и качеством эндоскопической визуализации (Диаграмма 3.25)

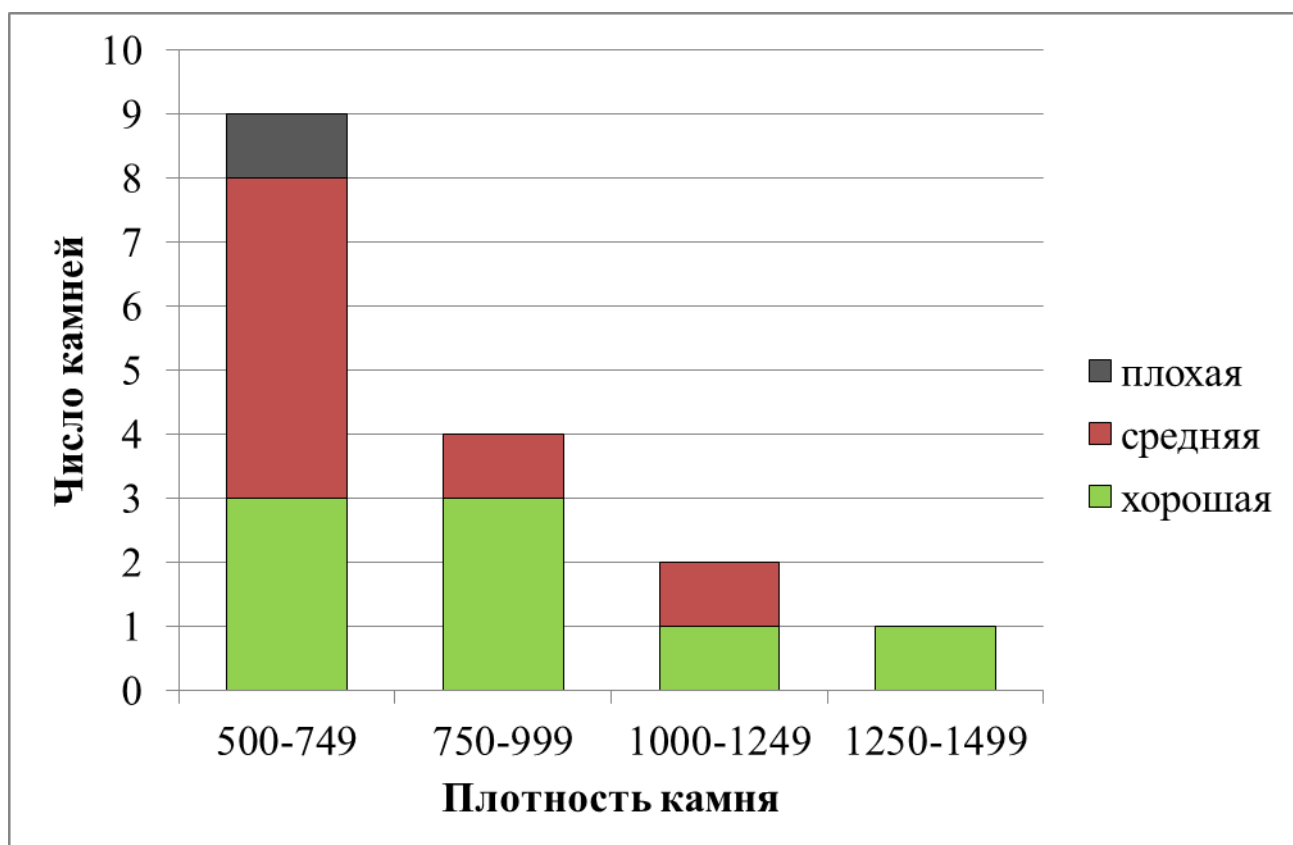


Диаграмма 3.25 - Качество эндоскопической визуализации в зависимости от плотности камня при выполнении лазерной контактной цистолитотрипсии

Корреляционный анализ влияния плотности камня (НУ) на возникновение ретропульсии при выполнении лазерной контактной уретеролитотрипсии, показал отсутствие связи между плотностью камня (НУ) и возникновением ретропульсии (Диаграмма 3.26).

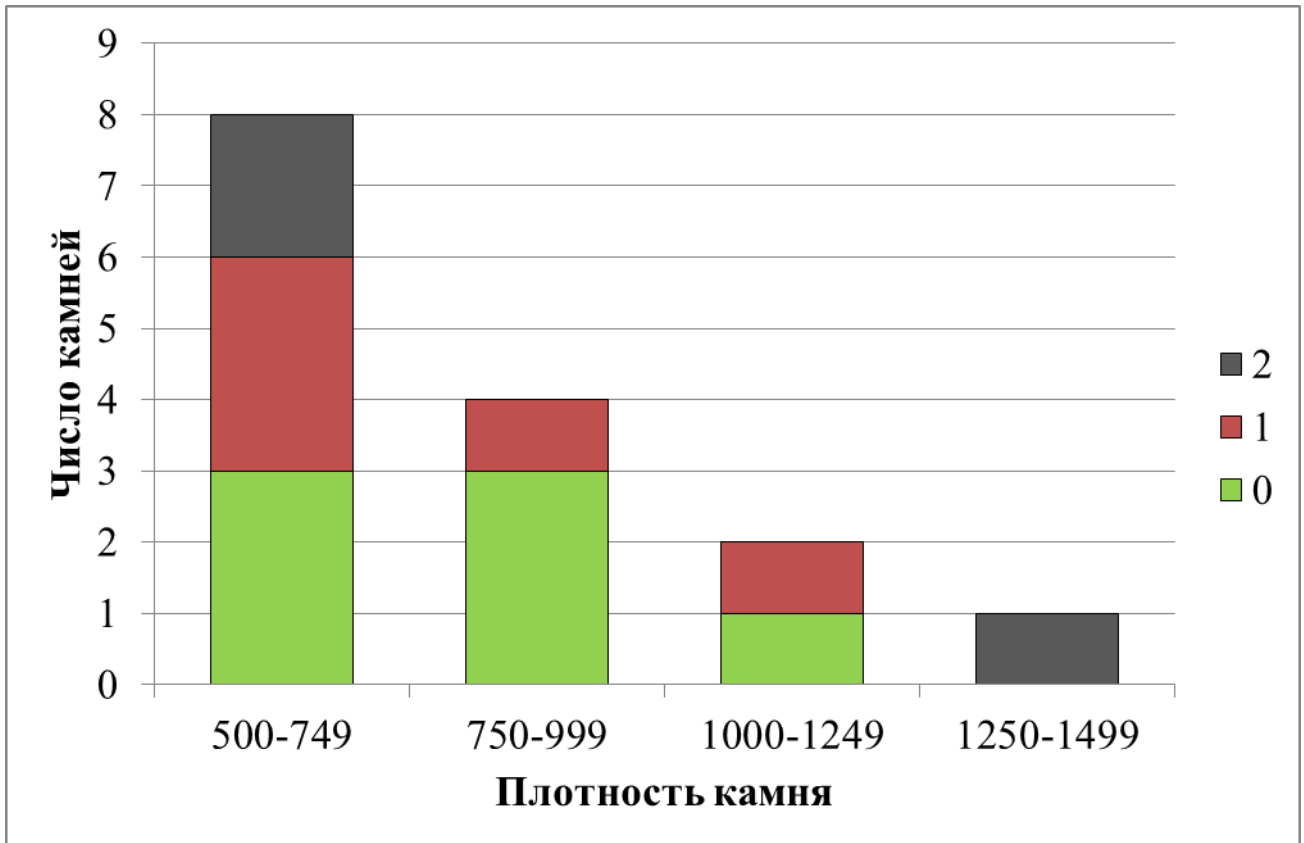


Диаграмма 3.26 - Ретропульсия в зависимости от плотности камня при выполнении лазерной контактной цистолитотрипсии

В послеоперационном периоде выполнялось ультразвуковое исследование мочевого пузыря после удаления уретрального катетера с целью оценки «stone free rate» (Диаграммы 3.27).



Диаграмма 3.27 - Процент «stone free rate» после выполнения цистолитотрипсии

Глава 4. Клинические примеры

Клинический пример №1

Пациентка Л., 59 лет.

Из анамнеза: 18.01.2018 года – почечная колика слева. При УЗИ: камень левой почки. Амбулаторно проводилась литолитическая терапия без эффекта. Обратилась за консультацией в ЛДО №4 УКБ №2, выполнена МСКТ, диагноз подтвердился. (Рисунок 4.1).

Таблица 4.1 - Данные лабораторных и диагностических методов обследования пациентки Л., 59 лет

Общий анализ крови		
Лейкоциты	6.8	10*9/л
Эритроциты	4.1	10*12/л
Гемоглобин	143	г/л
Тромбоциты	233	10*9/л
СОЭ	9	мм/ч
Биохимический анализ крови		
Азот мочевины	7,5	ммоль/л
Глюкоза	8,5	ммоль/л
Калий	4,5	ммоль/л
Креатинин	86	мкмоль/л
Мочевая кислота	193	мкмоль/л

Продолжение Таблицы 4.1

Исследование мочи		
Бактерии	Немного	
Белок	0,070	г/л
Глюкоза	Отрицательно	
Лейкоциты	7-8-12	в п/зр
Эритроциты	16-18-20	в п/зр
Реакция рН	5.0	
Цвет мочи	Соломенно-желтый	
Посев мочи	Рост микрофлоры не выявлен.	
МСКТ органов брюшинного пространства	<p>Правая почка расположена обычно, размерами 58x55x100 мм. Контуры чёткие, неровные. Периренальная клетчатка не изменена. Слой паренхимы достаточный. В верхнем сегменте, по наружному контуру задней поверхности, определяется гиподенное образование, жидкостной плотности, размерами 9x7 мм, вероятнее всего киста. Собирательная система почки не расширена. Рентгенконтрастные конкременты не определяются. Левая почки расположена обычно, размерами 58x56x95 мм. Контуры чёткие, неровные. Периренальная клетчатка не изменена. Слой паренхимы достаточный. Очаговых изменений почечной паренхимы не выявлено. В лоханке определяется конкремент размерами 24x15x12 мм., плотностью 1290 НУ. Собирательная система трубочек несколько расширена, в сравнении с правой почкой: лоханка до 13 мм., чашечки до 7,5 мм. Мочевой пузырь недостаточно наполнен, стенки заметно не утолщены. Контуры четкие. Клетчатка малого таза структурна. В полости определяются флеболиты, размерами до 6x4,5 мм. Регионарной лимфаденопатии нет (Рисунок 4.1).</p>	



Рисунок 4.1 - МСКТ органов брюшной полости

Пациентке выполнена гибкая ретроградная нефролитотрипсия.

Ход операции: после обработки наружных половых органов раствором йодопирона, по уретре в мочевой пузырь свободно проведён цистоскоп Сн 22. При цистоскопии слизистая бледно-розового цвета, в просвете мочевого пузыря патологических образований не обнаружено. В верхние мочевые пути слева проведена струна до чашечно-лоханочной системы. Инструмент удалён. По струне в верхнюю треть мочеточника установлен мочеточниковый кожух (10/12 СН). Струна оставлена снаружи, в качестве страховой. По кожуху до ЧЛС проведён гибкий уретеронефроскоп. Выполнен осмотр всех групп чашечек, дробление камня в лоханке. Полная дезинтеграция камня, при осмотре чашечно-лоханочной системы крупных фрагментов не выявлено. Инструмент удалён. Кожух удалён. По струне в ВМП слева установлен катетер-стент №7 Сн. Мочевой пузырь дренирован уретральным катетером СН 16. Осложнений нет.

Дробление осуществлялось волокном - 200 мкм, использовался режим №2 - «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт» (Рисунок 4.2)



Рисунок 4.2 - Камень до начала выполнения литотрипсии

Рисунок 4.3 демонстрирует эффект от использования высокочастотного режима «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт», камень полностью разрушен на мельчайшие частицы. «Laser on time» - 3,6 мин.

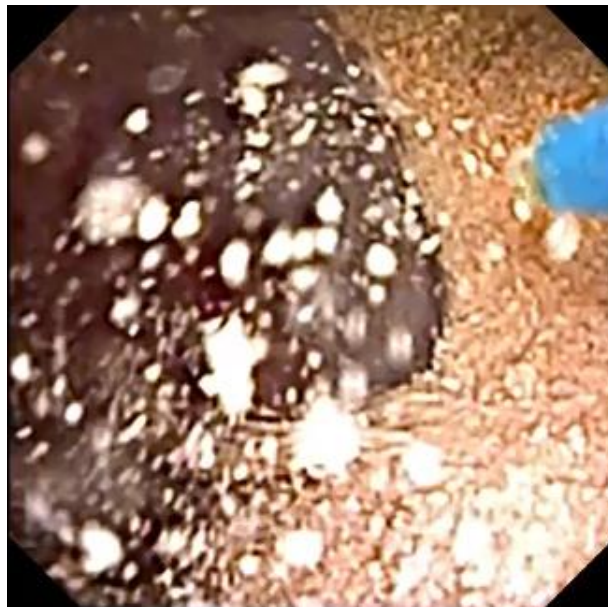


Рисунок 4.3 - Камень во время выполнения литотрипсии

Через 3 месяца после выполнения оперативного вмешательства выполнена КТ, по данным которой КТ-признаки МКБ не определяются (Рисунок 4.4).



Рисунок 4.4 - МСКТ через 3 месяца после операции

Выше приведённое клиническое наблюдение (№1) демонстрирует полное отхождение частиц разрушенного камня, что говорит об эффективности высокочастотного режима «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт» тулиевого волоконного лазера при выполнении гибкой ретроградной интратеренальной хирургии.

Клинический пример №2

Пациентка Т., 60 лет.

Из анамнеза:

В 2004 году при УЗИ выявлены мелкие конкременты почек. Неоднократно самостоятельно отходили конкременты с обеих сторон, размерами 4 - 6 мм, последнее самостоятельное отхождение в 2016 году слева, состав конкрементов не определялся. В 2012 году по месту жительства по поводу коралловидного камня левой почки, выполнена пиелолитотомия слева. В дальнейшем неоднократно госпитализировалась в урологические стационары

с обострением хронического пиелонефрита. При периодическом наблюдении в поликлинике по месту жительства, отмечено постепенное увеличение размеров конкрементов обеих почек. В апреле 2018 года возникли вышеописанные жалобы, при УЗИ выявлены крупные камни почек. В сентябре 2018 обратилась на консультацию в клинику урологии УКБ №2 Первого МГМУ им. И.М. Сеченова, по данным МСКТ - выявлены коралловидные камни обеих почек.

Таблица 4.2 - Данные лабораторных и диагностических методов обследования пациентки Т., 60 лет

Общий анализ крови		
Лейкоциты	6.4	10 ⁹ /л
Эритроциты	4.51	10 ¹² /л
Гемоглобин	134	г/л
Тромбоциты	265	10 ⁹ /л
СОЭ	15	мм/ч
Биохимический анализ крови		
Азот мочевины	6,5	ммоль/л
Глюкоза	5,5	ммоль/л
Калий	4,5	ммоль/л
Креатинин	110	мкмоль/л
Мочевая кислота	715	мкмоль/л
Гликированный гемоглобин	6,2	%
Кальций общий	2,37	ммоль/л
Паратгормон	6,5	пмоль/мл
Исследование мочи		
Белок	0,150	г/л
Глюкоза	Отрицательно	

Продолжение Таблицы 4.2

Лейкоциты	6-10	в п/зр
Эритроциты	2-4	в п/зр
Реакция рН	5	
Цвет мочи	Желтый	
Посев мочи	Рост микрофлоры не выявлен.	
МСКТ органов брюшного пространства	<p>Размеры правой почки - 81x60x108 мм. Контуры чёткие. Периренальная клетчатка не изменена. Слой паренхимы достаточный, отмечаются локальные истончения коркового слоя до 1 мм. В паренхиме определяется единичные гиподенные образования, преимущественно жидкостной плотности, размерами до 6x5 мм (передняя поверхность нижнего сегмента). Собирательная система почки не расширена. В нижней группе чашечек с переходом на лоханку определяется конкремент, неправильной, коралловидной формы, размерами 19x11x23 мм, плотностью +500 НУ. Размеры левой почки - 92x56x105 мм. Контуры чёткие. Периренальная клетчатка не изменена. Слой паренхимы истончен преимущественно в среднем и нижнем сегментах, корковый слой местами менее 1мм и не прослеживается. В паренхиме определяется единичные гиподенные образования, преимущественно жидкостной плотности, размерами до 4мм. Собирательная система почки: лоханка до 21 мм, чашечки до 22 мм. В нижней группе чашечек с переходом на лоханку определяется конкремент, сложной неправильной формы, с размерами 9x15,5x20 мм, плотностью +650 НУ. Стенки лоханки и верхней трети мочеточника уплотнены, утолщены до 4 мм, с признаками визуализируемого накопления контрастного препарата, окружающая их клетчатка тяжистая. Мочевой пузырь округлой формы, достаточного наполнения, с тонкими стенками. Контуры чёткие. Клетчатка малого таза структурна. Регионарной лимфаденопатии нет (Рисунок 4.5).</p>	



Рисунок 4.5 - МСКТ брюшной полости

Пациентке выполнена чрескожная нефролитотрипсия справа.

Ход операции: наружные половые органы обработаны раствором 1% йодопирона. По уретре в мочевой пузырь свободно проведен цистоскоп, мочевой пузырь без особенностей. В верхние мочевые пути справа проведен мочеточниковый катетер. Цистоскоп удален. Мочевой пузырь дренирован уретральным катетером. Кожа поясничной области справа обработана 1% раствором йодопирона. Укладка пациента в абдоминальное положение, пункция нижней задней чашечки под УЗ-контролем. По игле в чашечно-лоханочную систему проведена гидрофильная струна. Игла удалена. Под рентгеновским контролем нефростомический ход бужирован до N 12 Ch. По струне в нижнюю чашечку установлен амплац кожух №24 Ch. В чашечно-лоханочную систему проведен нефроскоп. В нижней чашечке визуализирован отрог конкремента коричневого цвета осуществлена литотрипсия при помощи лазерного волокна, фрагменты отмыты. В соседней нижней чашечке визуализирован отрог конкремента, осуществлена литотрипсия при помощи лазерного волокна, фрагменты отмыты. При контрольной эндоскопии дополнительных конкрементов не выявлено. По струне клювом в лоханку установлен нефростомический дренаж. Струна удалена. Дренаж фиксирован к коже.

На рисунке 4.6 камень до начала выполнения литотрипсии. Дробление осуществлялось волокном – 400 мкм, использовался режим №2 - «0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт» «Laser on time» - 4,1 мин.



Рисунок 4.6 - Камень до начала выполнения литотрипсии

На рисунке 4.7 видно, как фрагменты эвакуируются через тубус, благодаря эффекту Бернулли.

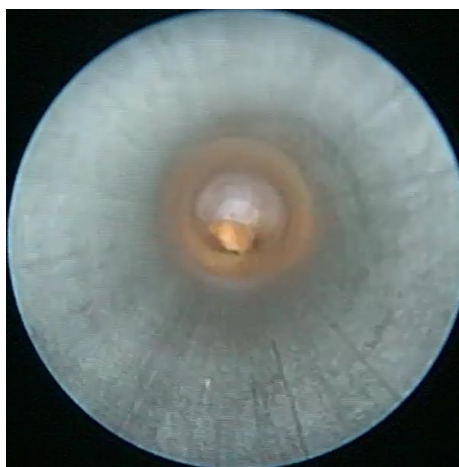


Рисунок 4.7 - Эффект Бернулли

На первые послеоперационные сутки выполнена КТ, по данным которой КТ-признаки МКБ в правой почке не определяются (Рисунок 4.8)

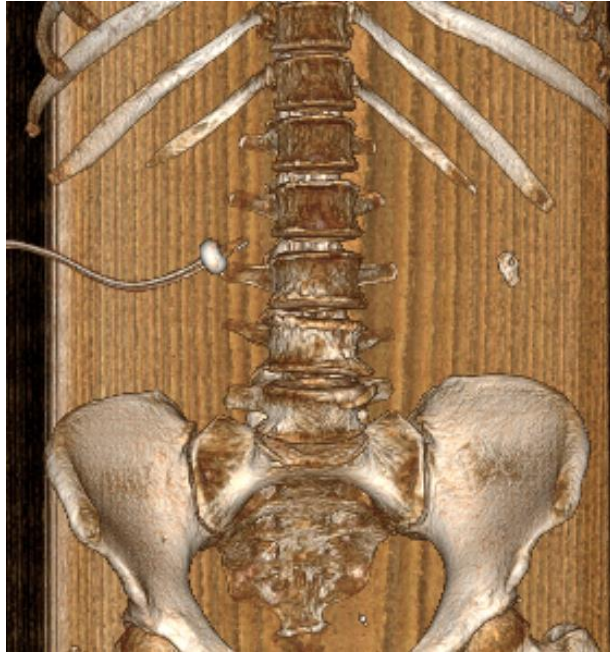


Рисунок 4.8 - МСКТ брюшной полости. (1 – е сутки после операции)

Выше изложенное клиническое наблюдение (№2) показывает высокую эффективность и скорость разрушения камня, также благодаря эффекту Бернулли мы можем использовать режимы как распыления, так и фрагментации, т.к. мы имеем возможность эвакуировать образовавшиеся фрагменты камня без помощи дополнительных инструментов, таких как корзинки и щипцы.

Клинический пример № 3

Пациент Г., 43 года.

Из анамнеза: 12.12.2018 года – почечная колика справа, тотальная макрогематурия без сгустков, при обследовании выявлен конкремент средней трети левого мочеточника, экстренно госпитализирован в ГКБ г. Королев, почечная колика купирована консервативно. Далее пациент не лечился, не обследовался. В течение месяца отмечает усиление вышеописанных жалоб. По данным КТ органов брюшной полости с внутривенным контрастированием от 23.04.2019 г.: КТ-картина уретеропиелокаликоэктазии слева. КТ-картина МКБ: конкремент левого мочеточника. Консультирован, госпитализирован в

плановом порядке в Клинику Урологии УКБ № 2 Первого МГМУ им. И.М. Сеченова для оперативного лечения.

Таблица 4.3 - Данные лабораторных и диагностических методов обследования пациента Т., 43 лет

Общий анализ крови		
Лейкоциты	7.1	10 ⁹ /л
Эритроциты	5.9	10 ¹² /л
Гемоглобин	136	г/л
Тромбоциты	274	10 ⁹ /л
СОЭ	8	мм/ч
Биохимический анализ крови		
Азот мочевины	5,9	ммоль/л
Глюкоза	6,3	ммоль/л
Калий	4,5	ммоль/л
Креатинин	152	мкмоль/л
Мочевая кислота	295	мкмоль/л
Исследование мочи		
Глюкоза	Отрицательно	
Лейкоциты	16-18	в п/зр
Эритроциты	5-6	в п/зр
Реакция рН	6.5	
Цвет мочи	Желтый	
Посев мочи	Рост микрофлоры не выявлен.	

Продолжение Таблицы 4.3

<p>МСКТ исследование органов брюшной полости и малого таза с внутривенным контрастированием</p>	<p>Размеры правой почки – 46x59x113 мм. Контуры чёткие. Периренальная клетчатка не изменена. Слой паренхимы достаточный. Очаговых изменений почечной паренхимы не выявлено. Собирательная система почки не расширена. Рентгеноконтрастных конкрементов не выявлено. Размеры левой почки – 61x67 x119 мм. Контуры чёткие. Периренальная клетчатка не изменена. Слой паренхимы достаточный. Очаговых изменений почечной паренхимы не выявлено. Собирательная система почки: чашечки до 12 мм, лоханка до 26 мм. В средней трети мочеточника, на расстоянии 105 мм от ЛМС, определяется конкремент размерами 8x 6x7,5 мм, плотностью до +1100 НУ. Проксимальный отдел мочеточника диаметром до 9 мм. Паренхима левой почки отстает в накоплении и выведении контрастного препарата. Через 1 час 50 минут после введения контрастного препарата ЧЛС левой почки и левый мочеточник не контрастируются. Почечные сосуды расположены типично. Диаметр правой почечной артерии – 6 мм, левой - 6,5 мм. Дополнительных сосудов, дефектов контрастирования, участков стенозов не выявлено. Мочевой пузырь округлой формы, достаточного наполнения, с тонкими стенками. Контуры четкие. Предстательная железа поперечными размерами 42x30 мм. Контуры четкие, структура однородная. Семенные пузырьки симметричные. Клетчатка малого таза структурна. Регионарной лимфаденопатии нет. Надпочечники без особенностей. Выпота в серозных полостях нет. Лимфаденопатии, внеорганных образований на уровне сканирования не обнаружено. Структура скелета исследованного уровня без деструктивных изменений. Магистральные сосуды обычного калибра. В поясничном отделе позвоночника, на уровне L 4-5 определяется состояние после МОС. В теле правой подвздошной кости определяется гемангиома, размерами до 23x37x46 мм. Заключение: КТ-картина уретеропиелокаликозктазии слева. КТ-картина МКБ: конкремент левого мочеточника (Рисунок 4.9).</p>
---	--



Рисунок 4.9 - МСКТ с в/в контрастированием

Пациенту выполнена контактная уретеролитотрипсия слева.

Ход операции: после обработки наружных половых органов раствором йодопирона, по уретре в мочевой пузырь свободно проведен цистоскоп № 24 Ch. Слизистая мочевого пузыря желто-розового цвета. Устье левого мочеточника в типичном месте, на валике. Из устья мочеточника выделяется прозрачная моча. С легко преодолимым препятствием в устье левого мочеточника проведена страховочная гидрофильная струна, проведена до лоханки. Цистоскоп заменен на уретероскоп № 9,5 Ch. По струне-проводнику уретероскоп проведен в среднюю треть левого мочеточника. Визуализирован конкремент размером 7,5x8,0 мм, в зоне стояния конкремента отмечается буллезный отек. Выполнена лазерная литотрипсия. Инструмент удален. Установлен катетер – стент слева. В мочевой пузырь установлен уретральный катетер Фоли №18 СН, баллончик раздут на 15 мл.

На рисунке 4.10 камень до начала выполнения литотрипсии. Дробление осуществлялось волокном-200 мкм, использовался режим «0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт» «Laser on time» - 2,1 мин.



Рисунок 4.10 - Камень до начала выполнения литотрипсии

Произведён осмотр мочеточника, конкременты не визуализируются по всей длине (рисунок 4.11).



Рисунок 4.11 - Эндоскопическая картина мочеточника после выполнения уретеролитотрипсии

На первые послеоперационные сутки выполнено КТ, по заключению которого данных за конкременты почек и мочеточников не получено.

Данный клинический пример демонстрирует безопасную и эффективную дезинтеграцию камня, без риска миграции фрагментов в почку из мочеточника (Рисунок 4.12).

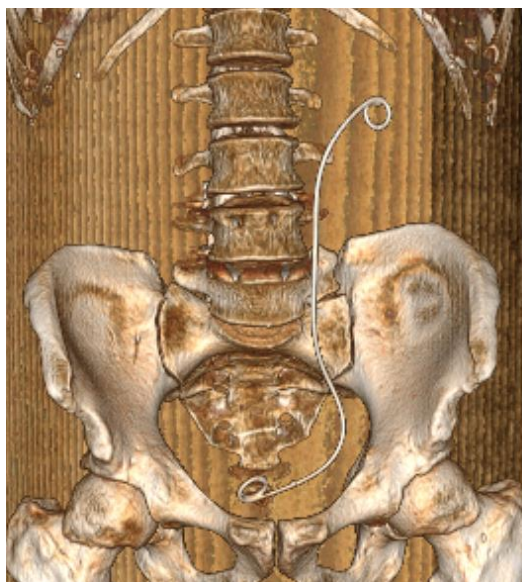


Рисунок 4.12 - МСКТ после операции

Клинический пример №4

Пациент П., 59 лет.

Из анамнеза: с октября 2017 г. отмечает ухудшение качества мочеиспускания (затрудненное мочеиспускания, чувство не полного опорожнения мочевого пузыря, urgentные позывы к мочеиспусканию), при УЗИ выявлена гиперплазия простаты (объем до 70 см. куб.), камень мочевого пузыря размером до 3 см., объем остаточной мочи 100 мл. Консультирован в клинике урологии УКБ№2 Первого МГМУ им. И.М. Сеченова, госпитализирован для планового оперативного лечения.

Таблица 4.4 - Данные лабораторных и диагностических методов обследования пациента П., 59 лет

Общий анализ крови		
Лейкоциты	7.5	$10^9/\text{л}$
Эритроциты	4.5	$10^{12}/\text{л}$
Гемоглобин	133	г/л

Продолжение Таблицы 4.4

Тромбоциты	313	10 ⁹ /л
СОЭ	7	мм/ч
Биохимический анализ крови		
Азот мочевины	5,5	ммоль/л
Глюкоза	5,5	ммоль/л
Креатинин	78,3	мкмоль/л
Мочевая кислота	312	мкмоль/л
Исследование мочи		
Лейкоциты	1-2	в п/зр
Эритроциты	0-1	в п/зр
Реакция рН	5.0	
Цвет мочи	Соломенно-желтый	
Посев мочи	Рост микрофлоры не выявлен.	
Ультразвуковое исследование	Правая почка с чёткими ровными контурами, размерами 13,5х6,5 см, паренхима однородная, толщиной до 1,8 см. ЧЛС не расширена. Подвижность почки в пределах нормы. Левая почка с чёткими ровными контурами, размерами 11,8х5,5 см, паренхима однородная, толщиной до 1,8 см. ЧЛС не расширена. Подвижность почки в пределах нормы. Мочевой пузырь с четкими ровными контурами, анэхогенным содержимым, лоцируется гиперэхогенное образование с четкой акустической дорожкой, перемещающееся при перемене положения тела размером до 3 см. Простата с четкими контурами, не однородной эхогенности, лоцируются гиперэхогенные парауретральные включения, объем предстательной железы 70 см.куб., имеется средняя доля размерами 1,2 см. Объём остаточной мочи 100 мл.	
Обзорная рентгенограмма	Определяется тень, в проекции мочевого пузыря, подозрительная на конкремент размером до 30 мм (Рисунок 4.13).	

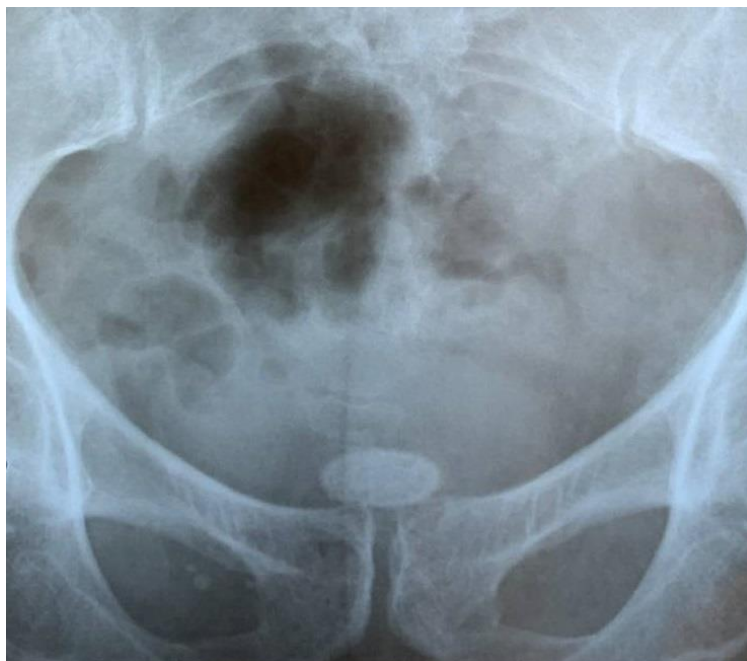


Рисунок 4.13 - Обзорная рентгенограмма

Ход операции:

Наружные половые органы обработаны раствором иодопирона. По уретре проведен резектоскоп №27 СН. Слизистая уретры бледно-розовая. Мочевой пузырь без особенностей. В просвете определяется конкремент размером до 3 см с гладкой поверхностью. По рабочему каналу проведено лазерное волокно. Выполнена контактная лазерная цистолитотрипсия. Конкремент дезинтегрирован. Фрагменты отмыты по тубусу резектоскопа. При контрольной цистоскопии фрагментов конкрементов нет. Далее выполнена лазерная энуклеация гиперплазии простаты. Инструмент удален. В мочевой пузырь установлен трехходовой катетер Фоли № 20 СН, баллон раздут на 70мл, налажена промывная система, промывные воды бледно-розовые.

На рисунке 4.14 камень до начала выполнения литотрипсии. Дробление осуществлялось волокном-600мкм, использовался режим «4 Дж, 10 Гц, 40 Вт» «Laser on time»-2,3 мин.

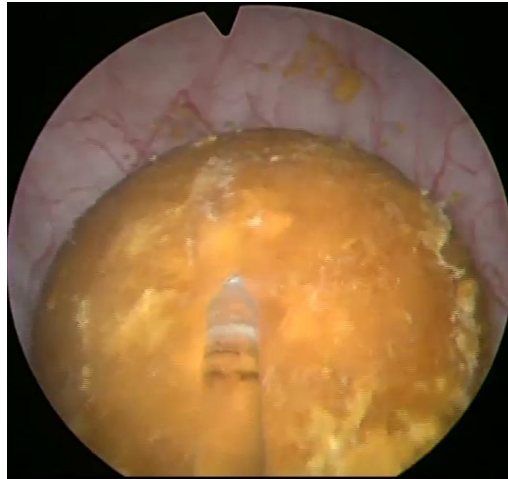


Рисунок 4.14 - Камень до начала выполнения литотрипсии

На рисунке 4.15 мы видим последний фрагмент от камня перед эвакуацией из мочевого пузыря.

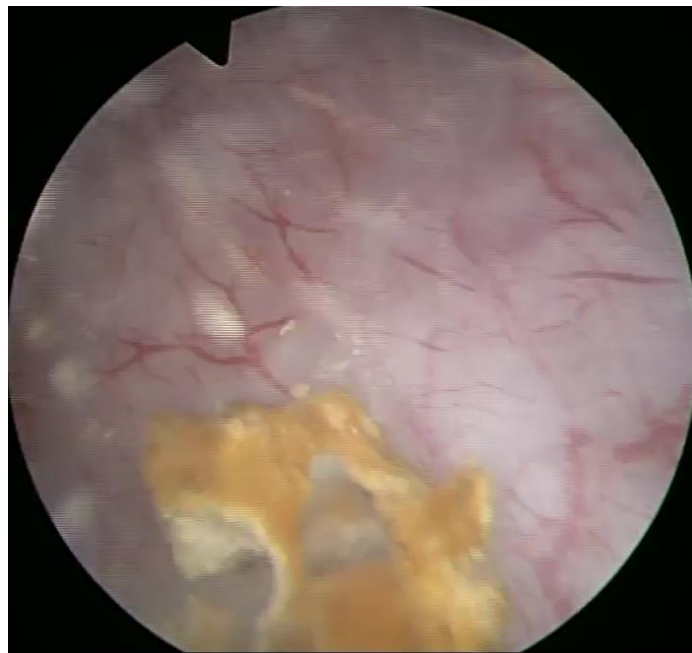


Рисунок 4.15 - Фрагмент конкремента

Вышеизложенное клиническое наблюдение даёт возможность увидеть возможности тулиевого волоконного лазера при режимах с высокой энергией импульса- 4 Дж и максимальной мощности-40 Вт. Высокая эффективность,

скорость разрушения больших камней в мочевом пузыре позволяет успешно использовать лазер для выполнения цистолитотрипсии.

Заключение

Рассмотрим особенности режимов тулиевого волоконного лазера, наиболее часто используемых при гибкой интратанальной нефролитотрипсии.

Режим № 1 «0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт» применялся наиболее часто. Энергия импульса 0,5 Дж является оптимальной для режима «распыления» камня и позволяет избежать образования крупных фрагментов, несмотря на более мощную энергию импульса, по сравнению с режимом №2 «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт». По результатам исследования данный режим положительно оценивался по всем параметрам при выполнении РИРХ. Исходя из оценки хирургов качество эндоскопической видимости зависит от частоты импульса лазерного излучения (Гц), чем больше частота импульса, тем более выражено негативное влияние на эндоскопическую визуализацию. Энергия импульса (Дж) напрямую влияет на возникновение ретропульсии. Чем больше энергия импульса (Дж), тем ретропульсия более выражена. Энергия импульса 0,5 Дж, оказывает незначительное влияние на возникновение ретропульсии. Данный режим обладает небольшой частотой повторений импульса (30 Гц), что позволяет сохранять хорошую видимость операционного поля, даже в ограниченном пространстве чашечек почки или возникновении геморрагии. Успешно применяется при различной локализации камней.

Режим №2 «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт» занимает второе место по частоте применения. Плюсом данного режима является возможность дезинтегрировать камень в «пыль», без образования фрагментов, что положительно сказывается на самостоятельном отхождении частиц камня в послеоперационном периоде не причиняя дискомфорт пациенту.

Особенностью данного режима является высокая частотой повторений импульса лазерного излучения (200 Гц), что оказывает влияние на ухудшение качества эндоскопической видимости, за счет образования пузырьков воздуха и «пыли» при выполнении литотрипсии, в связи с чем использование данного режима ограничено качеством визуализации операционного пространства.

Режим № 3 «0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт» и режим №4 «0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт» (porcorning) обладают максимальным показателем энергии импульса (0,8 Дж) в режиме «распыления», повышение энергии импульса (Дж) приводит к разрушению камня на более крупные части и позиционируется как режим «фрагментации». По результатам исследования данные режимы могут приводить к образованию фрагментов и ретропульсии, однако несмотря на это, использовались достаточно часто, увеличение скорости дезинтеграции камня за счет более сильной энергии импульса (Дж) позволили данным режимам получить высокую оценку хирургов. Также стоит отметить, что ретропульсия и образование фрагментов хоть и более выражены, чем при использовании режимов №1 и №2, однако это не снижало качество выполнения литотрипсии и не приводило к осложнениям в послеоперационном периоде при самостоятельном отхождении фрагментов.

Хотелось бы отметить минимальное использование режимов «фрагментации» (более 0,8 Дж), в связи с необходимостью дезинтегрировать камень на мельчайшие частицы и режимы, приведенные выше позволяют получить именно такой результат. Однако бывают исключительные ситуации, когда необходимо увеличить энергию импульса (Дж), в таком случае рекомендуется использовать не более 2 Дж, в связи с высоким риском ретропульсии и образования крупных фрагментов.

При выборе режима в первую очередь необходимо обращать внимание на качество эндоскопической видимости и при ухудшении последней переходить на низкочастотные режимы.

Результаты «stone free rate» показывают высокую эффективность суперимпульсного тулиевого волоконного лазера при выполнении ретроградной гибкой нефролитотрипсии. У 12 из 152 пациентов (8%) выявлены резидуальные конкременты. Размер конкрементов не превышал 3мм.

Ниже представлен алгоритм использования режимов при выполнении гибкой ретроградной интратанальной лазерной нефролитотрипсии в нашей клинической практике:

- №1- 0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт
- №2- 0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт
- № 3- 0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт
- № 4- 0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт

В первую очередь мы пробуем применить режим №2- «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт», его качества полностью соответствуют нашим задачам, одна из них разрушение камня на мелкие частицы, однако, как говорилось ранее эндоскопическая визуализация при использовании данного режима может снижаться, если видимость снижается критично мы переходим к использованию режимов №1- «0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт» № 3- «0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт», № 4- «0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт»

Режимы №1,3,4 эффективно разрушают камни и не ухудшают эндоскопическую видимость, выбор остается за хирургом, у каждого специалиста есть возможность выбрать наиболее комфортный для себя режим из трех представленных.

Рассмотрим особенности режимов, наиболее часто используемых при тулевой волоконной миниперкутанной нефролитотрипсии:

Режим №1 – относится к категории «распыление», применяется достаточно часто (0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт); особенностью данного режима является низкое значение энергии импульса - 0,15 Дж, что позволяет дезинтегрировать камень в «пыль» без риска образования крупных фрагментов.

Диаграмма 3 показывает влияние данного режима на снижение качества видимости, связанного с высокой частотой импульса лазерного излучения (200 Гц), которая, в свою очередь, и приводит к образованию воздушных пузырьков и «пыли».

Режим №2 - один из наиболее часто используемых режимов (0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт) при различных локализациях камней в почке; является режимом «распыления». Оптимальная энергия импульса (0,5 Дж) позволяет избегать ретропульсии (диаграмма 2), но при этом эффективно дезинтегрировать камень на мелкие фрагменты. И, что очень важно, частота повторений энергии импульса (30 Гц) позволяет сохранить хорошее качество эндоскопической визуализации (диаграмма 3).

Режимы №3 и №4 - относятся к категории «распыления» (режим №3 - 0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт; режим №4 - 0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт). Увеличение энергии импульса более 0,8 Дж приводит к повышенному риску образования крупных фрагментов, т.е. эти режимы являются наиболее мощными в данной категории; они обладают достаточно мощной энергией импульса, не приводя при этом к значительному образованию крупных фрагментов и ретропульсии.

Повышение энергии импульса более 0,8 Дж определяется как режим «фрагментации».

Режимы с №1 по №4 являются достаточно часто используемыми при проведении миниперкутанной нефролитотрипсии.

Режимы №5, №6, №7, №8 - относятся к категории «фрагментация», обладают высокой энергией импульса (№5 - 1,5 Дж, 15 Гц, 30 Вт; №6 - 1,5 Дж, 26,6 Гц, 40 Вт; №7 - 2 Дж, 15 Гц, 30 Вт; №8 - 2 Дж, 20 Гц, 40 Вт), что позволяет быстро разрушать камень на фрагменты таких размеров, при которых их эвакуация по тубусу, благодаря феномену Бернулли, не является проблемной. При этом сохраняется достаточно хорошая видимость для качественного выполнения нефролитотрипсии.

Несмотря на выраженную ретропульсию, данные режимы активно используются при миниперкутанной нефролитотрипсии в нашей клинической практике.

Режим №9 – режим «фрагментации», редко используется при МПНЛ (4 Дж, 10 Гц, 40 Вт) в связи с высоким риском возможной миграции самого камня или его фрагментов, а также в связи с низкой частотой импульсов лазерного

излучения. Поэтому дальнейшее повышение энергии импульса нецелесообразно при выполнении данного вида оперативного вмешательства.

Как режим «распыления», так и «фрагментации» хорошо подходят для выполнения МПНЛ. Причина более частого использования режимов распыления в том, что мы можем не только дезинтегрировать камень «в пыль», но и разрушать камень на небольшие фрагменты, а затем и эвакуировать их благодаря эффекту Бернулли. При использовании же режимов «фрагментации» образующиеся фрагменты камня часто слишком велики и для эвакуации необходимо их дополнительное разрушение на более мелкие части, что увеличивает время операции. Кроме того, учитывая более высокие риски ретропульсии, предпочтение справедливо отдается режимам «распыления», при которых ретропульсия отсутствует или минимальна.

Ретропульсия и качество эндоскопической визуализации - основные показатели при выборе режима для выполнении миниперкутанной нефролитотрипсии.

При использовании всех вышеперечисленных режимов интраоперационно не наблюдалось повреждения слизистой с дальнейшими осложнениями. Возникающая при этом геморрагия связывалась с особенностями миниперкутанного пособия.

Выполнение миниперкутанной нефролитотрипсии с использованием суперимпульсного тулиевого волоконного лазера показывает высокие результаты «stone free rate».

Ниже представлен алгоритм использования режимов при выполнении лазерной миниперкутанной нефролитотрипсии в нашей клинической практике:

- №1- 0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт
- №2- 0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт
- №3- 0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт
- №4- 0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт
- №5- 1,5 Дж, 15 Гц, 30 Вт

- №6- 1,5 Дж, 26,6 Гц, 40 Вт
- №7- 2 Дж, 15 Гц, 30 Вт
- №8- 2 Дж, 20 Гц, 40 Вт
- №9- 4 Дж, 10 Гц, 40 Вт

Перед началом выполнения лазерной миниперкутанной нефролитотрипсии мы ставим задачи и оцениваем каждый случай индивидуально.

- Если нам необходимо избежать ретропульсии и как следствие миграции небольшого камня, ≤ 1 см. или фрагментов целесообразно начинать с режима №1- «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт» и №2- «0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт»

- Камни малых и средних размеров ≤ 2 см. успешно разрушаются при использовании режимов №3- «0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт» и №4- «0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт», ретропульсия не выражена по сравнению с режимами «фрагментации» (№5-№9) и качество видимости удовлетворительное. Также следует перейти на использование данных режимов, если первые два режима не удовлетворяют, например, в скорости разрушения камня.

- Режимы «фрагментации» используются при крупных камнях >2 , следует начинать с режимов с меньшей энергии импульса (Дж), переходя к более большим значениям при необходимости, чем больше энергия импульса тем образуются более крупные фрагменты камня, которые необходимо дополнительно разрушать, чтобы благодаря эффекту Бернулли была возможность эвакуировать наружу по тубусу.

Далее рассмотрим особенности режимов, используемых при КУЛТ.

Главная особенность выполнения лазерной контактной уретеролитотрипсии, это ограниченное, небольшое пространство операционного поля, в связи с чем, высокая частота импульса лазерного излучения (Гц) приводит к значительному ухудшению эндоскопической визуализации, а высокий показатель энергии импульса приводит в свою очередь к возникновению ретропульсии.

Необходимо индивидуально, исходя из интраоперационной картины подбирать оптимальный режим для выполнения литотрипсии.

Камни небольших размеров предпочтительней дезинтегрировать с использованием режимов с небольшой энергией импульса (Дж), с целью предотвратить миграцию конкремента.

При низком качестве эндоскопической визуализации режимы с высокой частотой повторения импульса (Гц) могут снижать качество видимости, за счет образования пузырьков воздуха и мелкой «пыли», в таком случае рекомендуется постепенно снижать частоту импульса (Гц) до момента удовлетворительного качества эндоскопической визуализации для продолжения оперативного вмешательства.

При камнях больших размеров возможно использование любых вариантов режимов «распыления». Рекомендуется использование режимов с более высокой энергией импульса (Дж), так как риск миграции фрагментов камня минимален, далее необходимо перейти на использование режимов с меньшей энергией импульса (Дж), с целью предотвращения миграции фрагментов. Однако не рекомендуется повышение энергии импульса более 0,8 Дж. В нашей практике режимы «фрагментации» (энергия импульса более 0,8 Дж) использовались в единичных случаях, режимы «распыления» эффективно разрушают камень с наименьшим риском миграции фрагментов, чем при использовании режимов «фрагментации».

Режимы с высокой частотой импульсов лазерного излучения (Гц) приводят к ухудшению эндоскопической визуализации из-за образования воздушных пузырьков и «пыли» от камня, в связи с чем используются при хорошем потоке ирригационной жидкости и при удовлетворительном качестве видимости операционного поля.

Далее рассмотрим особенности представленных ниже режимов

- №1- 0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт
- №2- 0,15 Дж, 100 Гц, 15 Вт
- №3- 0,5 Дж, 12 Гц, 6 Вт
- №4- 0,8 Дж, 12,5 Гц, 10 Вт
- №5- 0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт

- №6- 0,2 Дж, 60 Гц, 12 Вт
- №7- 0,8 Дж, 10 Гц, 8 Вт
- №8- 0,8 Дж, 18,75 Гц, 15 Вт
- №9- 0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт

Режим № 1 «0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт» применялся наиболее часто при выполнении КУЛТ. Энергия импульса 0,5 Дж является оптимальной для разрушения камня без риска образования крупных фрагментов и возникновения ретропульсии с возможной миграцией камня или его частей в почку (диаграмма 2). По результатам исследования данный режим отвечал всем поставленным задачам для выполнения лазерной контактной уретеролитотрипсии. Учитывая, что высокая частота импульса лазерного излучения (Гц) приводит к ухудшению эндоскопической визуализации, частота импульса в 30 Гц позволяет сохранить хорошее качество видимости.

Режим № 2 «0,15 Дж, 100 Гц, 15 Вт» является высокочастотным режимом (высокая частота импульса), позволяет дезинтегрировать камень в «пыль», влияние на возникновение ретропульсии не выражено. Однако необходимо учитывать возможное ухудшение эндоскопической визуализации и оценивать возможность применения данного режима интраоперационно, переходя при необходимости на режимы с меньшей частотой импульса лазерного излучения.

Режим № 3 «0,5 Дж, 12 Гц, 6 Вт», режим № 4 «0,8 Дж, 12,5 Гц, 10 Вт», обладают низкой частотой импульса лазерного излучения. Оптимальная величина энергии импульса 0,5 Дж и 0,8 Дж, скорость импульса всего 12 Гц позволяют выполнять лазерную уретеролитотрипсию в условиях минимальной эндоскопической видимостью, образование пузырьков воздуха и «пыли» от камня во время выполнения оперативного вмешательства минимально. Энергия импульса 0,5 Дж и 0,8 Дж позволяет избегать рисков миграции фрагментов и сохраняется возможность выполнения литотрипсии в условиях плохой эндоскопической видимости. Также риски повреждения слизистой мочеточника в условиях низкого качества эндоскопической визуализации невелики при

случайном попадании лазерного импульса, за счет невысокой энергии импульса (Дж).

Режим №5 «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт» как и режим № 2 «0,15 Дж, 100 Гц, 15 Вт» являются режимами с высокой частотой энергии импульса. Причина, по которой режим №5 «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт» в несколько раз реже используется чем режим №2 «0,15 Дж, 100 Гц, 15 Вт» в частоте повторения импульса лазерного излучения, которая в два раза больше. Частота повторений импульса 200 Гц является максимальной при выполнении любого вида лазерной контактной литотрипсии (РИРХ, МПНЛ, КУЛТ, цистолитотрипсия). Как говорилось ранее высокая частота энергии импульса (Гц) приводит к значительному ухудшению качества эндоскопической визуализации при выполнении контактной лазерной литотрипсии и подходит больше для работы в почке, при выполнении РИРХ и МПНЛ, где операционное пространство больше чем в мочеточнике. Однако, как мы видим, в определенных случаях данный режим применялся, в основном при изначально хорошей эндоскопической видимости и потоке ирригационной жидкости. [96, 97]

Режимы №4 «0,8 Дж, 12,5 Гц, 10 Вт» и №7 «0,8 Дж, 10 Гц, 8 Вт» практически идентичны по частоте импульса (Гц) с режимом № 3 «0,5 Дж, 12 Гц, 6 Вт», однако обладают более высоким показателем энергии импульса (Дж). Необходимо отметить, что при выполнении контактной литотрипсии в мочеточнике с использованием данного режима несколько повышается риск миграции фрагментов, однако не настолько критично как при использовании режимов «фрагментации» (энергия импульса Дж >0,8 Дж). Использование режимов «фрагментации» возможно при крупных камнях (>8мм.), полностью закрывающих просвет мочеточника на начальных этапах выполнения литотрипсии. [97]

Стоит обратить внимание, что хоть и режим №5 «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт» превосходит по частоте использования режим №4 «0,8 Дж, 12,5 Гц, 10 Вт», в совокупности сочетание энергии импульса 0,8 Дж с различными показателями мощности (Вт) от 6 до 25 Вт превосходит более чем в 3 раза режим №5, и сравним

по частоте использования с режимом № 2 «0,15 Дж, 100 Гц, 15 Вт», что говорит о превосходстве режимов с сочетанием параметров 0,8 Дж и 6-25 Вт над режимом №5 «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт».

Использование режима №5 «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт» при выполнении лазерной КУЛТ показано себя не с лучшей стороны и оставалось на усмотрение оперирующего хирурга, в отличии от представленных ниже вариантов режимов с параметрами 0,8 Дж/ 6-30 Вт.

Наиболее востребованные варианты параметров 0,8 Дж и 6-25 Вт:

- №7- 0,8 Дж, 10 Гц, 8 Вт
- №8- 0,8 Дж, 18,75 Гц, 15 Вт
- №9- 0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт

Ниже представлен алгоритм использования режимов при выполнении лазерной контактной уретеролитотрипсии в нашей клинической практике:

- №1- 0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт
- №2- 0,15 Дж, 100 Гц, 15 Вт
- №3- 0,5 Дж, 12 Гц, 6 Вт
- №4- 0,8 Дж, 12,5 Гц, 10 Вт

В первую очередь проводится попытка использования режима №2- «0,15 Дж, 100 Гц, 15 Вт», если эндоскопическая визуализация хорошего качества и ирригационная жидкость эффективно удаляет образовавшиеся пузырьки воздуха и «пыль» от камня, то мы продолжаем использования данного режима.

Если качество видимости снижается и продолжать выполнение литотрипсии трудно выполнимо, мы переходим на использование режима №1 «0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт» скорость энергии импульса (Гц) более чем в 3 раза меньше позволяет работать при эндоскопической картине низкого качества.
[96]

В случае, если качество видимости крайне низкое необходимо перейти на режим №3 «0,5 Дж, 12 Гц, 6 Вт» или режим №5 «0,8 Дж, 12,5 Гц, 10 Вт»,

значительное снижение скорости импульса (Гц) позволяет выполнять литотрипсию даже в крайне низкой видимости операционного поля. [96]

Рассмотрим особенности режимов, наиболее часто используемых при лазерной контактной цистолитотрипсии:

- №1 «2 Дж, 15 Гц, 30 Вт»
- №2 «4 Дж, 10 Гц, 40 Вт»
- №3 «6 Дж, 6.7 Гц, 40 Вт»

Из всех локализаций камней, мочевого пузыря обладает наибольшим размером, что позволяет использовать режимы с высокой и максимальной энергией импульса (Дж), с минимальным риском травмы слизистой мочевого пузыря. Выраженное возникновение ретропульсии за счет большой энергии импульса (Дж) не является проблемой, т.к. нет необходимости избегать миграции фрагментов камня, как при выполнении литотрипсии в почке или мочеточнике.

На начальных этапах операции, при крупных камнях литотрипсия начинается с наиболее мощных режимов: режим №2 «4 Дж, 10 Гц, 40 Вт» и режим №3 «6 Дж, 6.7 Гц, 40 Вт» [97]

После разрушения камня на фрагменты, переход на режим №1 «2 Дж, 15 Гц, 30 Вт» позволяет избегать рисков травмы слизистой мочевого пузыря, т.к. фрагменты располагаются ближе к поверхности, чем изначально целый камень. Снижение энергии импульса (Дж) компенсируется более высокой частотой повторения импульса (Гц), что позволяет эффективно и быстро выполнить литотрипсию оставшихся фрагментов камня.

При рассмотрении режимов используемых при РИРХ, МПНЛ, КУЛТ мы отмечаем, что на качество эндоскопической визуализации зависит от частоты повторения лазерного импульса (Гц), однако как мы видим по вышеизложенной информации, при использовании большой энергии импульса (Дж) видимость ухудшается вне зависимости от частоты повторения лазерного импульса (Гц), это связано с тем, что камень быстро фрагментируется на множество не только крупных фрагментов, но мелких частиц камня и, как следствие, снижется

качество видимости. Однако эндоскопическая видимость быстро возвращается к хорошему качеству, благодаря объему мочевого пузыря и быстрой подаче ирригационной жидкости.

За весь период исследования при выполнении всех вышеуказанных видов оперативных вмешательств, не было зафиксировано ни одного интраоперационного повреждения слизистой оболочки почки, мочеточника и мочевого пузыря, повлекшего за собой осложнения. Возникновение геморрагии при выполнении литотрипсии в почке было обусловлено не воздействием лазерного излучения, а повышением внутрилоханочного давления и разрывом форникальных вен. Геморрагия в данном случае носила незначительный характер и купировалась самостоятельно.

В нашей работе изначально были поставлены задачи по оценке влияния плотности камня (НУ) и его химического состава на скорость литотрипсии (laser on time) и выбор определенного режима.

Для статистического анализа, планировалось из всех выполненных гибких ретроградных нефролитотрипсий взять следующие данные: наиболее часто использованный режим, камни одинакового размера и разной плотности, ориентируясь на показатель «laser on time», определить корреляционную связь скорости дробления камня и его плотности. Однако выборка вышеуказанных данных оказалось недостаточной, для достоверного статистического анализа.

Использование данных РИРХ с использованием тулиевого волоконного лазера, было обусловлено такими особенностями оперативного вмешательства как необходимость разрушения камня на мельчайшие частицы и крайне редкое использование литоэкстракторов для эвакуации фрагментов, что являлось наиболее предпочтительным для достоверного статистического подсчета.

Также хотелось бы отметить, что для более точного статистического анализа необходимо учитывать и химический состав камня, который также может оказывать влияние на скорость литотрипсии (laser on time), таким образом подбор камней должен был осуществляться не только по одинаковому размеру, но и по близкому химическому составу, что дополнительно сократило выборку.

Учитывая вышесказанное, аналогично не представлялось возможным провести достоверный статистический анализ влияния химического состава камня на скорость литотрипсии (laser on time) и выбор определенного режима в связи с недостаточной выборкой данных.

За последние четыре десятилетия было исследовано множество лазеров, как в экспериментальных, так и в клинических работах. Основная задача – оценка их эффективности и безопасности. С наилучшей стороны, себя продемонстрировал давно известный Ho:YAG лазер, изначально применяемый при хирургии ДГПЖ. Длительное время литотрипсия Ho:YAG лазером считалась золотым стандартом в лечении МКБ. Использование лазера при высокой энергии импульса приводило к возникновению ретропульсии, что увеличивало время операции, а также возникающий кавитационный эффект ухудшал видимость и даже мог привести к повреждению оптики [87, 88]. В связи с чем, продолжены поиски новых возможностей для увеличения эффективности дробления конкрементов, уменьшения длительности операции и, следовательно, повышения рентабельности применения лазерных технологий. [96]

Появление нового импульсного тулиевого волоконного лазера с длиной волны 1,94 мкм, с максимальной пиковой мощностью 500 Вт повысило интерес у исследователей. Тулиевый волоконный лазер эффективно себя показавшего не только в эксперименте, но и в первых клинических исследованиях [96, 99 - 101].

Наша работа была посвящена клиническому использованию тулиевого волоконного лазера, оценке и подбору оптимальных режимов лазерного излучения для выполнения литотрипсии камней любой локализации и при всех видах эндоскопических вмешательств, таких как гибкая ретроградная нефролитотрипсия, миниперкутанная нефролитотрипсия, контактная уретеролитотрипсия, цистолитотрипсия.

Подобрав оптимальные режимы для каждого из вышеперечисленных видов оперативных вмешательств, мы улучшили качество оказываемой помощи больным мочекаменной болезнью, снизив риски миграции конкремента, и сохраняя качественную эндоскопическую визуализацию во время выполнения

лазерной контактной литотрипсии. Оценили безопасность применения данного лазера путем интраоперационного наблюдения, за все время проведения исследования не было зафиксированного ни одного случая осложнений, связанного с использованием тулиевого волоконного лазера, а также убедились в его эффективности оценив показатель «stone free rate» у пациентов по данным КТ после выполнения тулиевой волоконной литотрипсии.

Выводы

1. Оптимальным режимами лазерного излучения тулиевого волоконного лазера при выполнении гибкой ретроградной нефролитотрипсии является:

Режимы «распыления»:

- «0,15 Дж, 200 Гц, 30 Вт» используется в первую очередь при хорошем качестве эндоскопической визуализации
- «0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт» применяется вторым после предыдущего режима, в случае снижения эндоскопической видимости, также может применяться в первую очередь по желанию хирурга.
- «0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт» и «0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт» используются при камнях более 1,5 см. «0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт» предпочтительно используется при сниженном качестве интраоперационной эндоскопической визуализации.

2. Оптимальными режимами лазерного излучения тулиевого волоконного лазера, для выполнения миниперкутанной нефролитотрипсии являются:

Режимы «распыления»:

- «0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт» используется для дробления камней или фрагментов до 1 см, с целью избежать ретропульсии.
- «0,8 Дж, 31,25 Гц, 25 Вт» и «0,8 Дж, 37,5 Гц, 30 Вт» используются при камнях любых размеров

Режимы «фрагментации»:

- «1,5 Дж, 20 Гц, 30 Вт» и «1,5 Дж, 26,6 Гц, 40 Вт»
- «2 Дж, 15 Гц, 30 Вт» и «2 Дж, 20 Гц, 40 Вт»
- «4 Дж, 10 Гц, 40 Вт»

Режимы фрагментации применяются преимущественно при камнях средних и больших размеров, 2 и более сантиметров. Выполнение литотрипсии начинается с «1,5 Дж, 20 Гц, 30 Вт», при необходимости поэтапно меняя вышеуказанные режимы до «4 Дж, 10 Гц, 40 Вт»

3. Оптимальными режимами лазерного излучения тулиевого волоконного лазера, для выполнения контактной уретеролитотрипсии являются:

Режимы «распыления»:

- «0,15 Дж, 100 Гц, 15 Вт» применяется в первую очередь при хорошем качестве эндоскопической визуализации
- «0,5 Дж, 30 Гц, 15 Вт» используется вторым после предыдущего режима, в случае снижения эндоскопической видимости
- «0,5 Дж, 12 Гц, 6 Вт» и «0,8 Дж, 12,5 Гц, 10 Вт» применяются как при плохом так и хорошем качестве видимости операционного поля, также применяются в первую очередь по предпочтению хирурга.

4. Оптимальными режимами лазерного излучения тулиевого волоконного лазера, для выполнения цистолитотрипсии являются:

Режимы «фрагментации»:

- «2 Дж, 15 Гц, 30 Вт» применяется для литотрипсии камней любого размера и для разрушения крупных фрагментов камней.
- «4 Дж, 10 Гц, 40 Вт» используется при камнях любого размера
- «6 Дж, 6.7 Гц, 40 Вт» применяется при камнях более 3 см.

5. Тулиевый волоконный лазер показал высокую эффективность, по данным оценки «stone free rate»:

РИРХ: через 3 месяца - 92%

МПНЛ: на 1 - 2 послеоперационные сутки

при солитарных камнях почки 2 - 4 см 92%,

при солитарных камнях почки < 2 см 97%,

при множественных камнях почки 86%

КУЛТ: на 1 послеоперационные сутки 94%

миграция фрагментов камня в почку 2%

Практические рекомендации

1. При выполнении гибкой ретроградной нефролитотрипсии камней нижней полярной чашечке эндоскопическая визуализация как правило снижена в связи с чем следует использовать низкочастотные режимы лазерного излучения (до 30 Гц) и постепенно понижать частоту лазерного импульса (Гц) до момента когда видимость станет удовлетворительной. Такой же алгоритм можно использовать и при других локализациях камня, в том случае, если эндоскопическая видимость низкого качества.

2. При выполнении миниперкутанной нефролитотрипсии образовавшиеся фрагменты камня рекомендуется сразу эвакуировать по тубусу, с целью избежать их миграцию. Благодаря эффекту Бернулли эвакуация занимает меньшее количество времени чем использование инструментов для извлечения фрагментов (щипцы, корзинчатые литоэкстракторы)

3. В случае необходимости остановки подачи ирригационной жидкости при возникновении риска миграции камня или его фрагмента во время выполнении контактной уретеролитотрипсии или гибкой ретроградной нефролитотрипсии рекомендуется снижать частоту импульсов лазерного излучения до минимальных значений, а также не превышать показатель энергии импульса выше 0,5 Дж, т.к. это может привести к миграции фрагментов даже без потока ирригационной жидкости. Пример оптимального режима «0,5 Дж, 12 Гц, 6 Вт»

4. Рекомендуется использовать пилотный луч при пониженном качестве эндоскопической визуализации, зеленый свет луча создает дополнительное освещение и помогает определить расстояние дистального конца лазерного волокна до камня.

5. При выполнении цистолитотрипсии не рекомендуется использовать высокую энергию импульса (более 2 Дж) близко к слизистой оболочки мочевого пузыря в связи с повышенным риском негативного воздействия лазерного излучения.

Список сокращения и условных обозначений

- БАД – биологически - активная добавка
- ВМП – верхние мочевые пути
- Вт – Ватт (мощность лазерного излучения)
- ГКБ - городская клиническая больница
- Гц – Герц (частота повторений импульса лазерного излучения)
- Дж – Джоуль (энергия импульса лазерного излучения)
- ДЛТ – дистанционная литотрипсия
- ЖКТ – желудочно – кишечный тракт
- ИМТ - индекс массы тела
- СД - сахарный диабет
- КУЛТ – контактная уретеролитотрипсия
- ЛМС – лоханочно – мочеточниковый сегмент
- МКБ - мочекаменная болезнь
- ММ - миллиметр
- МПНЛ - миниперкутанная нефролитотрипсия
- МСКТ – мультиспиральная компьютерная томография
- РИРХ – ретроградная интратрениальная хирургия
- ТАБ - трансабдоминально
- УКБ – университетская клиническая больница
- УЗИ – ультразвуковое исследование
- ЧЛС – чашечно – лоханочная система
- СОЭ – скорость оседания эритроцитов
- Шкала HU – Шкала Хаунсфилда
- HGB – гемоглобин
- HCT - гематокрит
- Ch - Шкала Шарьера
- MCH - Среднее содержание гемоглобина в эритроците
- MCV - средний объем эритроцита

PLT - тромбоциты

RBC - эритроциты

RDW - индекс распределения по объему эритроцита

WBC - лейкоциты

Список литературы

1. Аляев, Ю.Г. Мочекаменная болезнь. Современные методы диагностики и лечения / Аляев Ю.Г., Руденко В.И., Газимиев М.А. — Москва; 2010. — 224с.
2. Белай, С.И. Мочекаменная болезнь: актуальность вопроса и перспективы его развития / Белай С.И., Довбыш М.А., Белай И.М. // Вестник Витебского государственного медицинского университета. — 2016. — Т. 15. — № 5. — С. 19-26.
3. Возможности цитратной терапии в лечении пациентов с мочекаменной болезнью / Рапопорт Л.М., Цариченко Д.Г., Саенко В.С., Фролова Е.А. // Фарматека. — 2016. — № 1. — С. 40-43.
4. Дутов, В.В. Мочекаменная болезнь единственной почки: современные аспекты лечения: учебное пособие / Дутов В.В., Мамедов Э.А., Паршенкова И.Г. — Москва, 2015. — 25с. 52.
5. Дутов, В.В. Проблема мочекаменной болезни в технологическую эру / Дутов В.В. // РМЖ. — 2014. — Т. 22. — № 29. — С. 2074-2076. Ramello A, Vitale C, Marangella M. Epidemiology of nephrolithiasis. //J Nephrol. 2000. Vol.13, Suppl.3. P.45-50.
6. Королев, Дмитрий Олегович Гибкая уретеропиелоскопия и нефроскопия при заболеваниях верхних мочевых путей : диссертация ... кандидата медицинских наук : 14.01.23 Москва 2018 Tiselius HG. Epidemiology and medical management of stone disease. //BJU Int. 2003. Vol.91, N8. P.758-767.
7. Черепанова Е.В., Дзеранов Н.К. Метафилактика мочекаменной болезни в амбулаторных условиях. // Экспериментальная и клиническая урология. 2010. №3. С. 33-40.
8. Полиенко А.К., Севостьянова О.А., Мосеев В.А. Влияние некоторых причин на распространение мочекаменной болезни в мире. // Урология. 2005. №1. С. 74-78.

9. Голованов С.А., Сивков А.В., Дзеранов Н.К., Яненко Э.К., Дрожжева В.В. Распространенность метаболических типов мочекаменной болезни в московском регионе: сравнительный анализ за период с 1990 по 2000 годы. // Экспериментальная и клиническая урология. 2010. №3. С. 27-32.
10. Johnson CM, Wilson DM, O'Fallon WM, Malek RS, Kurland LT. Renal stone epidemiology: a 25-year study in Rochester, Minnesota. *Kidney Int* 1979;16(5):624–31.
11. Curhan GC, Willett WC, Rimm EB, Stampfer MJ. A prospective study of dietary calcium and other nutrients and the risk of symptomatic kidney stones. *N Engl J Med* 1993;328:833–838.
12. Raheem OA, Khandwala YS, Sur RL, Ghani KR, Denstedt JD. Burden of urolithiasis: trends in prevalence, treatments, and costs. *Eur. Urol. Focus* 2017; 3: 18–26
13. Ziembra JB, Matlaga BR. Epidemiology and economics of nephrolithiasis. *Investig. Clin. Urol.* 2017; 58: 299–306.
14. Raheem OA, Khandwala YS, Sur RL, Ghani KR, Denstedt JD. Burden of urolithiasis: trends in prevalence, treatments, and costs. *Eur. Urol. Focus* 2017; 3: 18–26. 3 Wang W, Fan J, Huang G et al. Prevalence of kidney stones in mainland China: a systematic review. *Sci. Rep.* 2017; 7: 41630. 4 Strohmaier WL. Economics of stone disease/treatment. *Arab. J. Urol.* 2012; 10: 273–8.
15. Hiatt RA, Dales LG, Friedman GD, Hunkeler EM. Frequency of urolithiasis in a prepaid medical care program. *Am J Epidemiol* 1982;115:255–265.
16. Alaya A, Nouri A, Belgith M, Saad H, Jouini R, Najjar MF. Changes in urinary stone composition in the Tunisian population: a retrospective study of 1,301 cases. *Ann Lab Med.* 2012;32(3):177-183.
17. Curhan G, Willett W, Speizer F, Spiegelman D, Stampfer M. Comparison of dietary calcium with supplemental calcium and other nutrients as factors affecting the risk for kidney stones in women. *Ann Intern Med* 1997;126:497–504.

18. Curhan GC, Willett WC, Knight EL, Stampfer MJ. Dietary factors and the risk of incident kidney stones in younger women (Nurses' Health Study II). *Arch Intern Med* 2004;164:885–891.
19. Geraghty RM, Jones P, Somani BK. Worldwide trends of urinary stone disease treatment over the last two decades: a systematic review. *J. Endourol.* 2017; 31: 547–56
20. Pietropaolo A, Proietti S, Geraghty R et al. Trends of 'urolithiasis: interventions, simulation, and laser technology' over the last 16 years (2000–2015) as published in the literature (PubMed): a systematic review from European section of Uro-technology (ESUT). *World J. Urol.* 2017; 35: 1651–8
21. Curhan G, Willett W, Rimm E, Stampfer M. Family history and risk of kidney stones. *J Am Soc Nephrol* 1997;8:1568–1573.
22. Resnick M, Pridgen DB, Goodman HO. Genetic predisposition to formation of calcium oxalate renal calculi. *N Engl J Med* 1968;278(24):1313–8
23. D'Angelo A, Calo L, Cantaro S, Giannini S. Calciotropic hormones and nephrolithiasis. *Miner Electrolyte Metab* 1997;23(3–6):269–72. [PubMed: 9387131]
24. Taylor EN, Stampfer MJ, Curhan GC. Obesity, weight gain, and the risk of kidney stones. *Jama* 2005;293(4):455–62. [PubMed: 15671430]
25. Kramer HM, Curhan G. The association between gout and nephrolithiasis: the National Health and Nutrition Examination Survey III, 1988–1994. *Am J Kidney Dis* 2002;40(1):37–42.
26. Kramer HJ, Choi HK, Atkinson K, Stampfer M, Curhan GC. The association between gout and nephrolithiasis in men: The Health Professionals' Follow-Up Study. *Kidney Int* 2003;64(3):1022– 6.
27. Taylor EN, Stampfer MJ, Curhan GC. Diabetes mellitus and the risk of nephrolithiasis. *Kidney Int* 2005;68(3):1230–5. [PubMed: 16105055]
28. Atan L, Andreoni C, Ortiz V, Silva EK, Pitta R, Atan F, et al. High kidney stone risk in men working in steel industry at hot temperatures. *Urology* 2005;65(5):858–61.

29. Robertson WG, Peacock M, Hodgkinson A. Dietary changes and the incidence of urinary calculi in the U.K. between 1958 and 1976. *J Chron Dis* 1979;32:469–476.
30. Larsson L, Tiselius HG. Hyperoxaluria. *Miner Electrolyte Metab* 1987;13(4):242–50.
31. Muldowney FP, Freaney R, Moloney MF. Importance of dietary sodium in the hypercalciuri syndrome. *Kidney International* 1982;22:292–296.
32. Lemann J Jr, Piering WF, Lennon EJ. Possible role of carbohydrate-induced calciuria in calcium oxalate kidney-stone formation. *N Engl J Med* 1969;280(5):232–7.
33. Johansson G, Backman U, Danielson BG, Fellstrom B, Ljunghall S, Wikstrom B. Biochemical and clinical effects of the prophylactic treatment of renal calcium stones with magnesium hydroxide. *J Urol* 1980;124:770–774.
34. Lemann J Jr, Pleuss JA, Gray RW, Hoffmann RG. Potassium administration reduces and potassium deprivation increases urinary calcium excretion in healthy adults [corrected]. *Kidney Int* 1991;39(5): 973–83.
35. Curhan GC, Willett WC, Rimm EB, Stampfer MJ. A prospective study of dietary calcium and other nutrients and the risk of symptomatic kidney stones. *N Engl J Med* 1993;328:833–838.
36. Curhan G, Willett W, Speizer F, Spiegelman D, Stampfer M. Comparison of dietary calcium with supplemental calcium and other nutrients as factors affecting the risk for kidney stones in women. *Ann Intern Med* 1997;126:497–504.
37. Curhan GC, Willett WC, Knight EL, Stampfer MJ. Dietary factors and the risk of incident kidney stones in younger women (Nurses' Health Study II). *Arch Intern Med* 2004;164:885–891.
38. Taylor EN, Stampfer MJ, Curhan GC. Dietary factors and the risk of incident kidney stones in men: new insights after 14 years of follow-up. *J Am Soc Nephrol* 2004;15(12):3225–32.
39. Bataille P, Charransol G, Gregoire I, Daigre JL, Coevoet B, Makdassi R, et al. Effect of calcium restriction on renal excretion of oxalate and the probability of

- stones in the various pathophysiological groups with calcium stones. *J Urol* 1983;130(2):218–23.
40. Borghi L, Schianchi T, Meschi T, Guerra A, Allegri F, Maggiore U, et al. Comparison of two diets for the prevention of recurrent stones in idiopathic hypercalciuria. *N Engl J Med* 2002;346(2):77–84
41. Jackson RD, LaCroix AZ, Gass M, Wallace RB, Robbins J, Lewis CE, et al. Calcium plus vitamin D supplementation and the risk of fractures. *N Engl J Med* 2006;354(7):669–83.
42. Holmes RP, Assimos DG. The impact of dietary oxalate on kidney stone formation. *Urol Res* 2004;32 (5):311–6. [PubMed: 15221245]
43. Siener R, Honow R, Voss S, Seidler A, Hesse A. Oxalate content of cereals and cereal products. *J Agric Food Chem* 2006;54(8):3008–11. [PubMed: 16608223]
44. Holmes R, Kennedy M. Estimation of the oxalate content of foods and daily oxalate intake. *Kidney Int* 2000;57:1662–1667.
45. Breslau N, Brinkely L, Hill K, Pak C. Relationship of animal protein-rich diet to kidney stone formation and calcium metabolism. *J Clin Endocrinol Metab* 1988;66:140–146.
46. Traxer O, Huet B, Poindexter J, Pak CY, Pearle MS. Effect of ascorbic acid consumption on urinary stone risk factors. *J Urol* 2003;170(2 Pt 1):397–401.
47. Curhan GC, Willett WC, Speizer FE, Stampfer MJ. Intake of vitamins B6 and C and the risk of kidney stones in women. *J Am Soc Nephrol* 1999;10(4):840–5.
48. Curhan GC, Willett WC, Rimm EB, Stampfer MJ. A prospective study of the intake of vitamins C and B6, and the risk of kidney stones in men. *J Urol* 1996;155(6):1847–51.
49. Borghi L, Meschi T, Amato F, Briganti A, Novarini A, Giannini A. Urinary volume, water and recurrences in idiopathic calcium nephrolithiasis: a 5-year randomized prospective study. *J Urol* 1996;155:839–843.
50. Curhan GC, Willett WC, Rimm EB, Spiegelman D, Stampfer MJ. Prospective study of beverage use and the risk of kidney stones. *Am J Epidemiol* 1996;143(3):240–7. [PubMed: 8561157]

51. Curhan GC, Willett WC, Speizer FE, Stampfer MJ. Beverage use and risk for kidney stones in women. *Ann Intern Med* 1998;128(7):534–40.
52. J. Shah and H. N. Whitfield, “Urolithiasis through the ages,” *BJU International*, vol. 89, no. 8, pp. 801–810, 2002.
53. A. R. Michell, “Urolithiasis-historical, comparative and pathophysiological aspects: a review,” *Journal of the Royal Society of Medicine*, vol. 82, no. 11, pp. 669–672, 1989.
54. E. Riches, “The history of lithotomy and lithotrity,” *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, vol. 43, no. 4, pp. 185–199, 1968.
55. D. Urquhart-Hay, “The knife and the stone,” *Australian and New Zealand Journal of Surgery*, vol. 69, no. 4, pp. 267–275, 1999.
56. C. E. Bagwell, “‘Respectful image’: revenge of the barber surgeon,” *Annals of Surgery*, vol. 241, no. 6, pp. 872–878, 2005.
57. D. de Moulin, “Cutting for the stone in the early middle ages,” *Bulletin of the History of Medicine*, vol. 45, no. 1, pp. 76–79, 1971.
58. J. H. Kiefer, “Frère Jacques Beaulieu (1651–1714),” *Investigative Urology*, vol. 7, no. 6, pp. 543–544, 1970.
59. F. Moll and P. Rathert, “The surgeon and his intention: Gustav Simon (1824–1876), his first planned nephrectomy and further contributions to urology,” *World Journal of Urology*, vol. 17, no. 3, pp. 162–167, 1999.
60. Tefekli, A., & Cezayirli, F. (2013). The History of Urinary Stones: In Parallel with Civilization. *The Scientific World Journal*, 2013, 1–5.
61. T. M. Goodman, “Ureteroscopy with pediatric cystoscope in adults,” *Urology*, vol. 9, no. 4, pp. 394–397, 1977.
62. Scales CD Jr, Smith AC, Hanley JM, Saigal CS. Urologic diseases in America project. Prevalence of kidney stones in the United States. *Eur Urol*. 2012;62:160–5.
63. Yutkin LA. Electrohydraulic effect (in Russian). United States Department of Commerce Office of Technical Services Document 61-15184 MCL 1207/1-2.

- Cited in Mitchell ME, Kerr WS Jr: Experience with the electrohydraulic disintegrator. *J Urol* 1977; 117:159-160.
64. Dretler, S. P. (1988). Laser lithotripsy: A review of 20 years of research and clinical applications. *Lasers in Surgery and Medicine*, 8(4), 341–356. doi:10.1002/lsm.1900080403
 65. Wisard M, Jichlinski P, Languetin JM, et al. First clinical evaluation of the CHUV ballistic lithoclast. *Helv Chir Acta* 1991;58(3):319–21
 66. Wang AJ, Baldwin GT, Gabriel JC, et al. In-vitro assessment of a new portable ballistic lithotripter with percutaneous and ureteroscopic models. *J Endourol* 2012;26(11):1500–5
 67. Zarrabi A, Gross AJ. The evolution of lasers in urology. *Ther Adv Urol*. 2011;3(2):81-89. doi:10.1177/1756287211400494
 68. Geusic, J.E., Marcos, H.W. and Van Uitert, L.G.(1964) Laser oscillations in Nd-doped yttrium aluminum, yttrium gallium, and gadolinium garnets. *Appl Phys Lett*4: 182 184.
 69. Dretler, S.P., Watson, G., Parrish, J.A. and Murray, S. (1987) Pulsed dye laser fragmentation of ureteral cal-culi: initial clinical experience. *J Urol*137: 386 389
 70. Pierre, S. and Preminger, G.M. (2007) Holmium laser for stone management. *World J Urol*25: 235-239
 71. Bagley, D.H. and Grasso III, M. (2010) Ureteroscopic laser treatment of upper urinary tract neoplasms. *World J Urol*28: 143-149.
 72. Denstedt JD, Razvi HA, Sales JL, Eberwein PM. Preliminary experience with holmium: YAG laser lithotripsy. *J Endourol* 1995; 9:255–258.
 73. Matsuoka K, Iida S, Nakanami M, et al. Holmium: yttrium-aluminum-garnet laser for endoscopic lithotripsy. *Urology* 1995; 45:947–952.
 74. Spore SS, Teichman JM, Corbin NS, et al. Holmium: YAG lithotripsy: optimal power settings. *J Endourol* 1999; 13:559–566.
 75. Sea J, Jonat LM, Chew BH, et al. Optimal power settings for Holmium:YAG lithotripsy. *J Urol* 2012; 187:914–919.

76. Kronenberg P, Traxer O. Update on lasers in urology 2014: current assessment on holmium:yttrium-aluminum-garnet (Ho:YAG) laser lithotripter settings and laser fibers. *World J Urol* 2015; 33:463–469.
77. Kronenberg P, Somani B. Advances in lasers for the treatment of stones—a systematic review. *Curr Urol Rep* 2018; 19:45.
78. Turk C, Petr € ˇik A, Sarica K, et al. EAU guidelines on interventional treatment for urolithiasis. *Eur Urol* 2016; 69:475–482.
79. Pierre S, Preminger GM. Holmium laser for stone management. *World J Urol* 2007; 25:235–239.
- 80.9. Chan KF, Pfefer TJ, Teichman JM, Welch AJ. A perspective on laser lithotripsy: the fragmentation processes. *J Endourol* 2001; 15:257–273.
81. Mullerad M, Aguinaga JRA, Aro T, et al. Initial clinical experience with a modulated holmium laser pulse-moses technology: does it enhance laser lithotripsy efficacy? *Rambam Maimonides Med J* 2017; 8:. doi: 10.5041/RMMJ.10315.
82. Zhong P, Tong HL, Cocks FH, et al. Transient cavitation and acoustic emission produced by different laser lithotripters. *J Endourol* 1998; 12:371–378.
83. Vassar GJ, Chan KF, Teichman JM, et al. Holmium: YAG lithotripsy: photothermal mechanism. *J Endourol* 1999; 13:181–190.
84. Razvi HA, Denstedt JD, Chun SS, Sales JL. Intracorporeal lithotripsy with the holmium:YAG laser. *J Urol* 1996; 156:912–914.
85. Tracey J, Gagin G, Morhardt D, et al. Ureteroscopic high-frequency dusting utilizing a 120-W holmium laser. *J Endourol* 2018; 32:290–295.
86. Kronenberg P, Traxer O. Lithotripsy performance of specially designed laser fiber tips. *J Urol* 2016; 195:1606–1612. 18. Mues AC, Teichman JMH, Knudsen BE. Quantification of holmium:yttrium aluminum garnet optical tip degradation. *J Endourol* 2009; 23:1425–1428.
87. Talso M, Emiliani E, Haddad M, et al. Laser fiber and flexible ureterorenoscopy: the safety distance concept. *J Endourol* 2016; 30:1269–1274.

88. Canales BK, Gleason JM, Hicks N, Monga M. Independent analysis of Olympus flexible ureteroscope repairs. *Urology* 2007; 70:11–15.
89. Kramolowsky E, McDowell Z, Moore B, et al. Cost analysis of flexible ureteroscope repairs: evaluation of 655 procedures in a community-based practice. *J Endourol* 2016; 30:254–256.
90. Wezel F, Ha"cker A, Gross AJ, et al. Effect of pulse energy, frequency and length on holmium:yttrium-aluminum-garnet laser fragmentation efficiency in nonfloating artificial urinary calculi. *J Endourol* 2010; 1135–1140.
91. Kronenberg P, Traxer O. In vitro fragmentation efficiency of holmium: yttriumaluminum-garnet (YAG) laser lithotripsy—a comprehensive study encompassing different frequencies, pulse energies, total power levels and laser fibre diameters. *BJU Int* 2014; 114:261–267.
92. Lee HJ, Box GN, Abraham JBA, et al. In vitro evaluation of nitinol urological retrieval coil and ureteral occlusion device: retropulsion and holmium laser fragmentation efficiency. *J Urol* 2008; 180:969–973.
93. Lee H, Ryan RT, Teichman JMH, et al. Stone retropulsion during holmium:YAG lithotripsy. *J Urol* 2003; 169:881–885.
94. Netsch C, Knipper S, Tiburtius C, Gross AJ. Systematic evaluation of a holmium:yttrium-aluminum-garnet laser lithotripsy device with variable pulse peak power and pulse duration. *Asian J Urol* 2014; 1:60–65.
95. Lanzafame R.J., Naim J.O., Rogers D.W., Hinshaw J.R. Comparison of continuous-wave, chop-wave, and super pulse laser wounds. *Lasers Surg Med.* 1988;8(2):119–121.
96. Рапопорт Л.М., Винаров А.З., Сорокин Н.И., Дымов А.М., Еникеев Д.В., Цариченко Д.Г., Лекарев В.Ю., Климов Р.Е., Андреева В.А., Коваленко А.А. Экспериментальное обоснование тулиевоy литотрипсии // *Урология.* – 2018. – 5. – с. 74 - 80.
97. Мартов А.Г., Ергаков Д.В., Гусейнов М.А., Андронов А.С., Дутов С.В., Винниченко В.А., Коваленко А.А. Первоначальный опыт клинического

применения тулиевой контактной литотрипсии в трансуретральном лечении мочекаменной болезни. Урология. 2018;1:112–120

98. Fried NM (2018) Recent advances in infrared laser lithotripsy [Invited]. *Biomed Opt Express* 9(9):4552–4568
99. Isner JM, Lucas AR, Fields CD (1988) Laser therapy in the treatment of cardiovascular disease. *Br J Hosp Med* 40(3):172
100. Winship B, Wollin D, Carlos E, Li J, Peters C, Simmons WN, Preminger GM, Lipkin M (2018) Dusting efficiency of the moses holmium laser: an automated in vitro assessment. *J Endourol* 32(12):1131–1135
101. Elhilali MM, Badaan S, Ibrahim A, Andonian S (2017) Use of the moses technology to improve holmium laser lithotripsy outcomes: a preclinical study. *J Endourol* 31(6):598–604
102. Blackmon RL, Irby PB, Fried NM (2011) Comparison of holmium:YAG and thulium fiber laser lithotripsy: ablation thresholds, ablation rates, and retroulsion effects. *J Biomed Opt* 16(7):071403
103. Traxer O, Keller EX (2019) Thulium fiber laser: the new player for kidney stone treatment? A comparison with Holmium: YAG laser. *World J Urol*. <https://doi.org/10.1007/s00345-019-02654-5>
104. Andreeva V, Vinarov A, Yaroslavsky I, Kovalenko A, Vybornov A, Rapoport L, Enikeev D, Sorokin N, Dymov A, Tsarichenko D et al (2019) Preclinical comparison of superpulse thulium fiber laser and a holmium:YAG laser for lithotripsy. *World J Urol* 38:497
105. Gross A, Becker B, Taratkin M, Enikeev D, Rapoport L, Netsch C (2018) Wavelength and pulse shape effects on stone fragmentation of laser lithotripters. *J Urol* 199(4):E293–E294
106. Hardy LA, Kennedy JD, Wilson CR, Irby PB, Fried NM (2017) Analysis of thulium fiber laser induced bubble dynamics for ablation of kidney stones. *J Biophoton* 10(10):1240–1249

107. Wilson CR, Hardy LA, Irby PB, Fried NM (2015) Collateral damage to the ureter and Nitinol stone baskets during thulium fiber laser lithotripsy. *Lasers Surg Med* 47(5):403–410
108. Fried NM, Murray KE (2005) High-power thulium fiber laser ablation of urinary tissues at 1.94 microm. *J Endourol* 19(1):25–31
109. Глыбочко П.В., Альтшулер Г.Б., Винаров А.З., Минаев В.П., Замятнина В.А., Дымов А.М., Сорокин Н.И., Еникеев Д.В., Коваленко А.А., Лекарев В.Ю. Тулиевая (Тm) лазерная литотрипсия. Экспериментальное исследование. // Материалы международного Конгресса «Эндоскопия в диагностике, лечении и мониторинге женских болезней». М. 2016. С. 122 – 123.
110. Р.Е. Климов, В.Ю. Лекарев, Д.Г. Цариченко, А.М. Дымов, Г.Н. Акопян, Д.В. Чиненов, Д.О. Королев, С.Х. Али, А.Н. Герасимов, Л.М. Рапопорт, П.В. Глыбочко. Ретроградная интратренальная хирургия с использованием суперимпульсного тулиевого волоконного лазера с длиной 1,94 мкм // Урология. – 2021. –1. – с. 28-32.
111. Климов Р.Е., Лекарев В.Ю., Цариченко Д.Г., Дымов А.М., Акопян Г.Н., Чиненов Д.В., Королев Д.О., Али С.Х., Герасимов А.Н., Рапопорт Л.М., Еникеев Д.В. Оптимизация параметров суперимпульсного тулиевого волоконного лазера с длиной волны излучения 1,94 мкм при миниперкутанной литотрипсии // Вопросы урологии и андрологии. – 2020. - 8(1). – с. 45–51.
112. Dmitry Enikeev, Vagarshak Grigoryan, Igor Fokin, Andrey Morozov, Mark Taratkin, Roman Klimov, Vasiliy Kozlov, Svetlana Gabdullina, Petr Glybochko. Endoscopic lithotripsy with a SuperPulsed thulium-fiber laser for ureteral stones: A single-center experience // *International Journal of Urology*. – 2021, 28(3), с. 261 – 265.
113. Dmitry Enikeev, Mark Taratkin, Roman Klimov, Yuriy Alyaev, Leonid Rapoport, Magomed Gazimiev, Dmitry Korolev, Stanislav Ali, Gagik Akopyan, Dmitry Tsarichenko, Irina Markovina, Eugenio Ventimiglia,

Evgenia Goryacheva, Zhamshid Okhunov, Francis A. Jeferson, Petr Glybochko, Olivier Traxer. Thulium-fiber laser for lithotripsy: first clinical experience in percutaneous nephrolithotomy // *World Journal of Urology*. – 2020. – 38. – P. 3069–3074.

114. Dmitry Enikeev, Mark Taratkin, Roman Klimov, Jasur Inoyatov, Camilla Azilgareeva, Stanislav Ali, Dmitry Korolev, Mariela Corrales, Olivier Traxer, Petr Glybochko. Superpulsed thulium-fiber laser for stone dusting – in search of perfect ablation regimen. A prospective single center study // *Journal of Endourology*. – 2020. – 34(11). – P. 1175-1179.