

10. *Mayagoitia R., Nene A., Veltink P.H.* Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: An inexpensive alternative to optical motion analysis systems // *J. Biomech.* 2002. Vol. 35. PP. 537-542.
11. *Henriksen M., Lund H., Moe-Nilssen R. et al.* Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis // *Gait Posture.* 2004. Vol. 19. № 3. PP. 288-297.
12. *Zijlstra W., Hof A.L.* Assessment of spatiotemporal gait parameters from trunk acceleration during human walking // *Gait Posture.* 2003. Vol. 18. PP. 1-10.
13. *Catalfamo P., Ghoussayni S., Ewins D.* Gait event detection on level ground and incline walking using a rate gyroscope // *Sensors.* 2010. Vol. 10. № 6. PP. 5683-5702.
14. *Aminian K., Najafi B., Bula C. et al.* Spatio-temporal parameters of gait measured by ambulatory system using miniature gyroscopes // *J. Biomech.* 2002. Vol. 35. PP. 689-699.
15. *Chang H.-C., Hsu Y.-L., Yang S.-C. et al.* A wearable inertial measurement system with complementary filter for gait analysis of patients with stroke or Parkinson's disease // *IEEE Access.* 2016. Vol. 4.
16. *Jasiewicz J.M., Allum J.H.J., Middleton J.W. et al.* Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals // *Gait Posture.* 2006. Vol. 24. PP. 502-509.
17. *Seel T., Cermeño E., Raisch J., Schauer T.* Online gait phase detection with automatic adaption to gait velocity changes using accelerometers and gyroscopes // *Biomedical Engineering.* 2014. Vol. 59. PP. 758-909.
18. *Гришин А.А., Мошонкина Т.Р., Солопова И.А., Городничев Р.М., Герасименко Ю.П.* Пятиканальный неинвазивный электростимулятор спинного мозга для реабилитации пациентов с тяжелыми двигательными нарушениями // *Медицинская техника.* 2016. № 5. С. 8-11.

Александр Алексеевич Гришин,
 канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
 лаборатория физиологии движений,
 ФГБУН «Институт физиологии
 им. И.П. Павлова» РАН,
 г. С.-Петербург,
 технический директор,
 ООО «Косима»,
 г. Москва,
 Елена Вадимовна Боброва,
 д-р биол. наук, ведущ. научный сотрудник,
 Варвара Викторовна Решетникова,
 мл. научный сотрудник,
 Татьяна Ромульевна Мошонкина,
 д-р биол. наук, гл. научный сотрудник,
 лаборатория физиологии движений,
 ФГБУН «Институт физиологии
 им. И.П. Павлова» РАН,
 Юрий Петрович Герасименко,
 чл.-корр. РАН,
 зав. лабораторией,
 лаборатория физиологии движений,
 ФГБУН «Институт физиологии
 им. И.П. Павлова» РАН,
 г. С.-Петербург,
 научный руководитель,
 ООО «Косима»,
 г. Москва,
 e-mail: grishin-ckb@yandex.ru

С.Х. Али, Х.М. Али, Е.А. Безруков, С.В. Белов, Ю.К. Данилейко,
 А.Б. Егоров, В.А. Сидоров, В.Б. Цветков

Разрушение почечных конкрементов посредством электролитной плазмы тлеющего разряда

Аннотация

Представлены результаты экспериментальных исследований, подтверждающих возможность разрушения почечных конкрементов посредством электролитной плазмы тлеющего разряда. Проведена оценка скорости фрагментации мочевого камня в зависимости от мощности плазменного разряда и времени воздействия. Показано, что процесс плазмокинетической трипсии является достаточно эффективным и может использоваться для фрагментации различных видов мочевого камня. Сделан вывод о том, что плазмокинетическое разрушение почечных конкрементов является принципиально новым, эффективным и мало-затратным методом, который хорошо сочетается с технологиями радиочастотной хирургии в соляном растворе для лечения патологических процессов в урологии.

Введение

Мочекаменная болезнь (МКБ) является одним из самых распространенных урологических заболеваний. Операции по поводу МКБ являются наиболее частыми и составляют 19,1 % от всех урологических заболеваний [1]-[4]. До конца 70-х годов XX столетия основным хирургическим методом лечения МКБ являлись полостные операции. Поиск менее травматичных способов удаления камней из почек и мочевых путей привели к созданию специального эндоскопического оборудования и малоинвазивных пособий, основанных на дефрагментации почечных конкрементов методами литотрипсии. Одно из ведущих мест в лечении таких заболеваний, как уретеролитиаз (камни в мочеточниках) и нефролитиаз (камни в почках), занимает контактная литотрипсия, основанная на фрагмента-

ции конкрементов мочеточников путем их контактного разрушения [5]-[8]. Существующие контактные литотрипторы делятся на механические – устройства с жестким или полужестким проводником энергии и ударно-волновые с гибкой системой доставки энергии. Каждый вид литотрипторов имеет свои преимущества и недостатки [9]-[11]. К механическим литотрипторам относятся пневматический, ультразвуковой, и комбинированный. Их характерное отличие состоит в том, что механическая энергия, необходимая для фрагментации конкремента, формируется вне человеческого организма и затем передается только по жесткому или полужесткому проводнику к поверхности камня [12].

Пневматический литотриптор состоит из воздушного компрессора, блока управления, рукоятки держателя и жесткого зонда-аппликатора. Зонд связан с металлическим аппликато-

ром, расположенным в рабочей части. Сжатый воздух из компрессора поступает под давлением 3...5 бар в рабочую часть зонда и вызывает движение аппликатора. Под действием сжатого воздуха происходит ускорение аппликатора, которому передается кинетическая энергия, за счет которой разрушается камень. Доставка зонда до камня выполняется при помощи стандартных эндоскопов, а процесс контроля фрагментации осуществляется визуально. Среднее время процедуры литотрипсии составляет около 30 мин, а уровень фрагментации достигает 90...95 %. **Преимущества:** высокая эффективность при минимальном риске повреждения окружающих тканей, простота в работе, отсутствие контакта с электрическим током, низкая стоимость. **Недостатки:** в некоторых случаях требуется фиксация конкремента, ограниченное применение с гибкими эндоскопами. Существует риск удара мягких тканей камнем вследствие баллистического эффекта.

Ультразвуковой литотриптор включает в себя ВЧ-генератор, источник ультразвука и устройство передачи ультразвуковой энергии. ВЧ-колебания частотой 23 000...27 000 Гц преобразуются в ультразвуковую волну и по полюсу металлическому стержню передаются на рабочую часть зонда. Зонд проводится через рабочий канал жесткого уретероскопа. При соприкосновении вибрирующего кончика зонда с поверхностью камня последний начинает разрушаться. Инструментальный канал зонда является одновременно и каналом для прохождения промывной жидкости. Центральный канал уретероскопа соединен с отсосом, который позволяет эвакуировать промывную жидкость и мелкие осколки фрагментов конкремента. В инструменте циркулирует жидкость, что предотвращает его перегрев и защищает окружающие ткани от термической травмы. **Преимущества:** позволяет выполнять измельчение камня и аспирацию раздробленных фрагментов одновременно. Эффективность ультразвуковой литотрипсии составляет от 70 до 90 % в зависимости от размера, химического состава и локализации камня. **Недостатки:** уровень безопасной мощности недостаточен для дезинтеграции «твердых» камней (цистиновых, оксалатных и др.), опасность механического и термического повреждения слизистой оболочки мочеоточника [13].

К ударно-волновым литотрипторам относятся электрогидравлические, электроимпульсные и лазерные. Действующим физическим фактором в этих литотрипторах является ударная волна, возникающая в контактирующей с камнем жидкости. Причиной возникновения ударной волны является расширение контактирующей с камнем жидкости под действием электрического разряда. Конечным фактором, приводящим к дезинтеграции конкремента, являются кавитационные пузырьки в жидкости, которые во время своего расширения создают эффект разрежения и тем самым формируют ударную волну, распространяющуюся во всех направлениях [14].

Электрогидравлический литотриптор состоит из зонда, генератора электрических импульсов и блока управления. Для передачи энергии электрического импульса используется зонд, подводимый к разрушаемому камню. Электрический разряд передается на два электрода, находящиеся на дистальном конце зонда. Под действием электрического импульса в окружающей жидкости между электродами возникает дуговой разряд. Образующееся тепло создает кавитационные пузырьки, вызывающие ударную волну, которая и осуществляет гидравлический удар по камню [15]. В зависимости от конструкции зонд может быть жестким или гибким и использоваться в ригидной или гибкой эндоскопической технике. **Преимущества:** эффективное дробление всех видов мочевых камней, даже самых твердых, состоящих из цистина, мочевой кислоты и оксалата кальция моногидрата. Метод является высокоинтенсивным, с коротким периодом процедуры. **Недостатки:** значительный уровень травматизации, высокая вероятность термической деструкции окружающих тканей, возможность повреждения оптических элементов эндоскопа.

Электроимпульсный литотриптор, так же как и электрогидравлический, состоит из зонда, генератора электрических

импульсов и управляющего устройства. Особенность электроимпульсного разрушения состоит в том, что твердая поверхность камня является диэлектриком, к которому прикладывается высокое напряжение в виде коротких наносекундных импульсов. Когда импульс с крутым фронтом воздействует на мочевой камень, происходит пробой диэлектрика и электрический ток протекает через каналы, образующиеся в объеме камня. При этом возникают термомеханические напряжения, которые приводят к растрескиванию камня [15]. Существенным преимуществом метода является то, что энергия электрического импульса выделяется непосредственно в объеме разрушаемого тела, а не в жидкости. Поэтому для дезинтеграции камня требуется меньшая энергия, а вероятность побочной травмы окружающих тканей уменьшается.

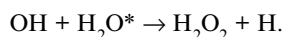
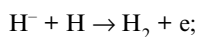
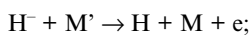
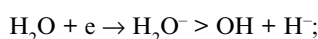
Лазерный литотриптор представляет собой устройство на основе лазерного источника энергии. Механизм разрушения камня носит фототермический характер. Энергия лазерного луча передается световодом, вводимым в полость через уретероноскоп или перкутанно. На дистальном конце световода в водной среде образуются пузырьки пара, размер которых зависит от энергии лазерного импульса. При контакте с поверхностью камня происходит взрыв пузырьков, вызывающий vaporization поверхностного слоя независимо от химического состава и плотности конкремента. Если продолжительность импульса короче времени тепловой релаксации, то скорость литотрипсии возрастает при увеличении пиковой мощности лазера. На сегодняшний день известно, что наиболее эффективное дробление обеспечивается при помощи лазерных источников, работающих в диапазоне длин волн 1,9...2,1 мкм, так как характер излучения совпадает с одним из пиков поглощения воды. В качестве источника излучения в основном используют гольмиевый и тулиевый лазеры. Гольмиевый полупроводниковый лазер – Ho:YAG – разрушает камень посредством излучения с длиной волны 2100 нм. Во время воздействия лазерного импульса в жидкости образуется ударная волна, приводящая к дезинтеграции конкремента [16]. При высокой энергии излучения 0,3...3,0 Дж/имп. возможна дезинтеграция любых видов камней. Тулиевый твердотельный лазер – Tm:YAG – излучает энергию с длиной волны около 2 мкм. Излучение тулиевого лазера поглощается в тканях почти так же, как и энергия излучения гольмия, однако благодаря непрерывности генерации излучения Tm:YAG лучше взаимодействует с мягкими структурами, поскольку его длина волны ближе к максимальному значению абсорбции воды. Благодаря этому происходит плавное испарение нефролита в отличие от излучения Ho:YAG, вызывающего разлом конкремента [17]. Используются также импульсные лазеры на красителях с длиной волны излучения 520 нм, энергия излучения которых передается через кварцевое волокно и поглощается камнем. Однако данная технология недостаточно эффективна по отношению к камням низкой плотности [18]. **Преимущества:** отсутствие баллистического эффекта из-за отсутствия механического воздействия на камень, минимальная вероятность термических повреждений, эффективность применения для камней как средней, так и высокой плотности. **Недостатки:** фрагментация камня занимает много времени и не является эффективной для рыхлых камней низкой плотности; недоступность для многих клиник из-за высокой стоимости оборудования.

Учитывая актуальность процедуры литотрипсии в урологии, представляет интерес поиск новых малозатратных и эффективных методов разрушения почечных конкрементов. К числу таких методов следует отнести новый метод плазмокинетической литотрипсии, основанный на разрушении почечных конкрементов посредством электролитной плазмы тлеющего разряда. Анализ современных методов литотрипсии показывает, что способ плазмокинетического разрушения почечных конкрементов в литературе не встречается. В то же время результаты экспериментальных исследований показывают, что плазмокинетическое разрушение почечных конкрементов является принципиально новым, эффективным и малозатратным методом.

Целью настоящей статьи является обсуждение экспериментальных данных, подтверждающих эффект разрушения почечных конкрементов посредством электролитной плазмы тлеющего разряда, и обоснование эффективности плазмокINETической литотрипсии.

Материалы и метод

Для изучения плазмокINETической фрагментации мочевых конкрементов использовались муляжные мочевые камни. Разрушение муляжного камня проводилось посредством плазмы высокочастотного емкостного разряда тлеющего типа в 0,9%-ном водном растворе NaCl. Плазмообразующим газом являлся водяной пар при давлении ~ 1 атм и газовой температуре не более 100 °С. Величина питающего напряжения частотой 400 кГц изменялась в пределах 150...250 В. Плазма в парах воды возникала за счет ионизации молекул водяного пара. Наиболее вероятным механизмом ионизации являлась диссоциация молекул воды через диссоциативное прилипание электрона, в результате которого появлялся отрицательно заряженный ион H_2O^- . Последний является неустойчивым и распадается на нейтральную молекулу гидроксила и отрицательно заряженный ион водорода. Основные реакции в плазме протекают по схеме



Плазменный разряд, по своей характеристике близкий к тлеющему, появлялся на поверхности плазмообразующего электрода при напряженности поля порядка 10^5 В/см. При этом плотность питающего тока частотой 400 кГц на рабочем электроде составляла 1...2 А/см². Осциллограмма тока в режиме устойчивой плазмы носит «спокойный» характер (рис. 1, кривая А). При повышении плотности тока до величин 5...10 А/см² в разряде развивается токовая неустойчивость, сопровождающаяся серией коротких пробоев (рис. 1, кривая В).

В неустойчивом режиме токовые импульсы имели длительность короче 1...2 нс. Характерная частота следования импульсов в используемых условиях эксперимента 1...50 МГц. При контакте плазмы с поверхностью конкремента последний подвергается ионной бомбардировке отрицательными ионами плаз-

мы, а также плазмохимической эрозии в результате взаимодействия с химически активными ионами и молекулами плазмы. Длительность токовых импульсов в плазме очень короткая, что приводит к развитию гидродинамических ударов вблизи области горения плазмы. Это может, в свою очередь, приводить к разрушению поверхности конкремента под действием возникающих при пробое ударных волн. Эти процессы разрушают структуру конкремента, образуя каверну, форма которой определяется формой активного электрода (см. рис. 2).

Экспериментальное исследование плазмокINETического разрушения почечных конкрементов

Дробление образцов «мочевого камня» в 0,9%-ном растворе NaCl осуществлялось в импульсном плазменном режиме. Амплитуда импульсов ВЧ-напряжения составляла величину до 1,0 кВ длительностью до 50 мкс. Длительность пачки импульсов могла изменяться в пределах 10,0...100,0 мс, а частота следования регулировалась в пределах от 1,0 кГц до 10 Гц. Мочевой камень помещался на металлическую сетку, которая одновременно являлась пассивным электродом в цепи высокочастотного тока. Металлическая сетка с мочевым камнем помещались в прозрачную кювету, заполненную физиологическим раствором. В качестве объекта фрагментации использовали образцы искусственного мочевого камня с плотностью до 1400 единиц НУ, имитирующие «мягкие» муляжные камни, и образцы с плотностью до 2500 единиц НУ, имитирующие «твердые» муляжные камни.

Для плазмокINETического воздействия на камень использовались электроды двух типов:

- 1) электрод матричного типа с заостренными выступами с круглой рабочей поверхностью площадью 5,0 мм²;
- 2) электрод с рабочей частью в форме конуса диаметром 0,4 мм и высотой 3 мм.

При соприкосновении электрода с поверхностью мочевого камня на его рабочей части в растворе NaCl загоралась плазма тлеющего разряда, вызывающая плазмокINETическое разрушение. ПлазмокINETическая фрагментация мочевого камня регистрировалась посредством фотосъемки. На снимках (см. рис. 3а-в) показаны фазы плазмокINETической фрагментации при помощи матричного электрода до появления в камне сквозного отверстия. По истечении установленного времени воздействия плазмы поверхность камня исследовалась под микроскопом, после чего эксперимент продолжался.

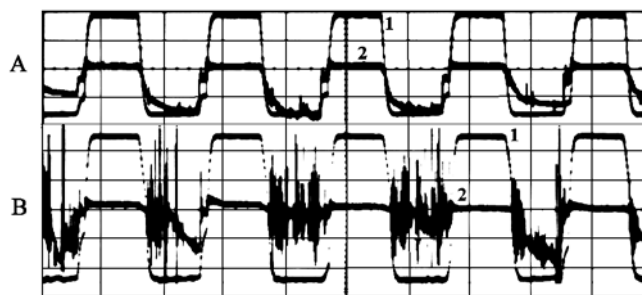


Рис. 1. Осциллограммы устойчивого (А) и неустойчивого (В) горения плазмы

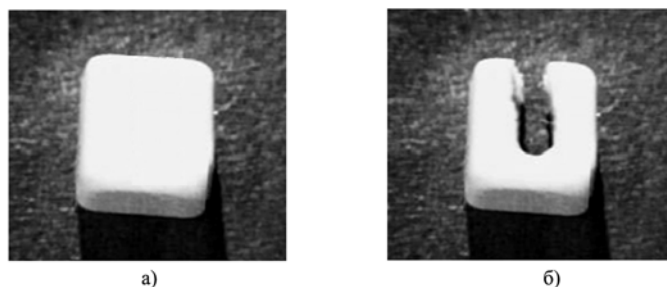


Рис. 2. Результат плазмокINETической фрагментации конкремента: а) до воздействия; б) после воздействия

Результаты оценки эффективности разрушения мочевого камня матричным и коническим электродами приведены в табл. 1 и 2 соответственно. Критерием оценки являлась средняя скорость фрагментации камня на осколки размером менее 1,0 мм в зависимости от средней мощности и времени воздействия. Оценка средней скорости фрагментации проводилась с учетом случайной погрешности при доверительности вероятности $P(k) = 0,95$ [19]. Контрольное время дробления варьировалось от 0,5 до 5,0 мин. Средняя величина мощности ВЧ-тока, обеспечивающая горение плазмы, составляла величину не более 150 Вт, а часть мощности, обуславливающая плазмокINETическое разрушение, составляла не более 30 Вт.

Обсуждение результатов

Под действием плазмы тлеющего разряда наблюдается плазмокINETическое разрушение мочевого камня, которое обусловлено процессами энергетического, массового и зарядового взаимодействия частиц плазмы с атомами поверхности камня [20]. Механизм плазмокINETического разрушения, по-видимому, состоит в сочетании воздействия трех основных факторов: плазмохимического, термического и ударно-волнового. В зависимости от структуры мочевого камня, его химического состава, энер-

гетических параметров плазмы, а также от геометрии рабочей части аппликатора преобладают те или иные механизмы разрушения, вносящие основной вклад в модификацию структуры поверхности мочевого камня. Результатом таких процессов являются десорбция атомов и молекул, распыление и испарение частиц материала, изменения структуры и фазового состояния поверхностного слоя. При значительном энерговкладе, вероятнее всего, преобладают термический и ударно-волновой процессы. Эти процессы взаимосвязаны, так как причиной возникновения ударной волны является адиабатическое расширение контактирующей с камнем жидкости, в которой горит плазма. Возникающие при этом кавитационные пузырьки формируют ударную волну, которая оказывает гидравлический удар по камню и создает термомеханические напряжения, приводящие к растрескиванию камня. При низком энерговкладе и рыхлой структуре камня преобладает плазмохимический процесс разрушения. Данный процесс происходит в результате мощного окисления поверхностной структуры камня сольватированными электронами, образующимися при контакте с плазмой, и является более медленным по сравнению с ударно-волновым. По этой причине средняя скорость фрагментации мягких камней несколько ниже (см. табл. 1 и 2).

Таблица 1

Эффективность разрушения мочевого камня матричным электродом

Матричный электрод							
Твердый камень				Мягкий камень			
Мощность, Вт		Время, мин	Средняя скорость фрагментации, мм/мин, $P(k) = 0,95$	Мощность, Вт		Время, мин	Средняя скорость фрагментации, мм/мин, $P(k) = 0,95$
Общая	ПлазмокINETическое разрушение			Общая	ПлазмокINETическое разрушение		
150,0	30,0	2,6	$1,55 \pm 0,05$	120,0	26,0	2,5	$1,60 \pm 0,05$
120,0	26,0	3,7	$1,10 \pm 0,04$	100,0	25,0	3,2	$1,25 \pm 0,05$
90,0	23,0	5,0	$0,75 \pm 0,04$	90,0	24,0	4,0	$1,00 \pm 0,04$
75,0	Фрагментация отсутствует			75,0	Фрагментация отсутствует		

Таблица 2

Эффективность разрушения мочевого камня коническим электродом

Конический электрод							
Твердый камень				Мягкий камень			
Мощность, Вт		Время, мин	Средняя скорость фрагментации, мм/мин, $P(k) = 0,95$	Мощность, Вт		Время, мин	Средняя скорость фрагментации, мм/мин, $P(k) = 0,95$
Общая	ПлазмокINETическое разрушение			Общая	ПлазмокINETическое разрушение		
150,0	27,0	3,5	$1,14 \pm 0,04$	120,0	26,0	3,5	$1,14 \pm 0,05$
120,0	25,0	4,0	$1,00 \pm 0,04$	100,0	24,0	4,1	$0,97 \pm 0,04$
90,0	23,0	5,0	$0,80 \pm 0,04$	90,0	23,0	5,0	$0,80 \pm 0,04$
75,0	Фрагментация отсутствует			75,0	Фрагментация отсутствует		

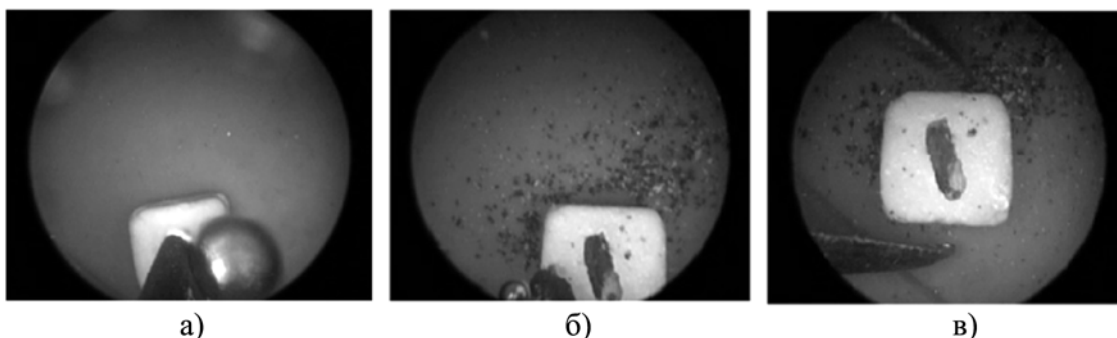


Рис. 3. Фазы плазмокINETической фрагментации мочевого камня: а) начало процесса фрагментации; б) окончание процесса фрагментации; в) мочевого камня со сквозным отверстием

Выводы

1. Результаты экспериментальных исследований подтверждают возможность разрушения мочевых конкрементов на примере муляжных посредством электролитной плазмы тлеющего разряда. Процесс литотрипсии является достаточно эффективным и может использоваться для эндоскопической фрагментации.

2. Плазмокинетическое разрушение почечных конкрементов в физиологическом растворе является принципиально новым, эффективным и малозатратным методом, который, на первый взгляд, хорошо сочетается с технологиями эндоурологии и может быть положен в основу плазмокинетической литотрипсии.

3. Адекватная скорость фрагментации муляжного камня при малых затратах энергии, низкий уровень негативных побочных эффектов позволяют адаптировать данную технологию к задачам литотрипсии, но требуются дальнейшие исследования на мочевых камнях различного состава.

Работа выполнена в рамках соглашения о научном сотрудничестве между ФГБУ науки «Институт общей физики им. А.М. Прохорова» РАН и ФГАОУ ВО «Первый МГМУ им. И.М. Сеченова» МЗ РФ при частичной поддержке научно-исследовательского проекта «Физические методы в медицине и биологии» (№ 0024-2019-0003).

Список литературы:

1. Аляев Ю.Г., Газимиев С.А., Кузьмичева Г.В., Руденко В.И. Современные аспекты диагностики и лечения мочекаменной болезни // Урология. 2006. № 2. С. 6-10.
2. Дзеранов Н.К., Константинова О.В., Беишиев Д.А. Современные представления об этиопатогенезе и принципах лечения мочекаменной болезни // Фарматека. 2004. № 2. С. 88-95.
3. Аполихин О.И., Беишиев Д.А., Сивков А.В. и др. Анализ урологической заболеваемости в Российской Федерации в 2002-2009 годах по данным официальной статистики // Экспериментальная и клиническая урология. 2011. № 1. С. 4-10.
4. Дзеранов Н.К., Беишиев Д.А., Багиров Р.И. Комплексная литолитическая терапия уратного нефролитиаза // Урология. 2006. № 6. С. 38-43.
5. Яненко Э.К., Константинова О.В. Современный взгляд на лечение больших мочекаменной болезнью // Урология. 2009. № 5. С. 61-63.
6. Неймарк А.И., Гамеева Е.В., Коротких П.Г. Результаты дистанционной литотрипсии у больных мочекаменной болезнью в зависимости от способов генерации ударной волны // Урология. 2007. № 2. С. 3-9.
7. Саркулова М.Н., Касимов Н.К., Хайрли Г.З. Эндоскопический метод удаления камней мочеточника // Урология. 2007. № 1. С. 40-41.
8. Robert M., Drianno N., Gulner Y. Childhood urolithiasis: Urological management of upper tract calculi in the era of extracorporeal shock-wave lithotripsy // Urol. Int. 1996. Vol. 57. № 2. PP. 72-76.
9. Damirksen O., Tansu N. Yacyioglu Extracorporeal Shockwave lithotripsy in the pediatrie // J. Endourol. 1999. Vol. 7. № 3. PP. 14-150.
10. Rassweiler J., Tailly G., Chaussy C. Progress in Lithotripter Technology / EAU update series. 2005. PP. 17-35.
11. Rassweiler J., Knoll T., Kohrmann K.U., McAteer J., Lingeman J., Cleveland R., Bailey M., Chaussy C. Shock Wave Technology and Application // An Update European Urology. 2011. № 59. PP. 784-796.

12. Глыбочко П.В., Николенко В.Н., Фомкин Р.Н. Клинико-экспериментальное обоснование выбора оптимального способа контактной пневматической уретеролитотрипсии // Урология. 2010. № 1. С. 56-60.
13. Люлько А.В., Стусь В.П., Баранник С.И. и др. Литотрипсия: различные ее виды и показания к применению // Урология. 2018. № 1. С. 12-17.
14. Гудков А.В., Бощенко В.С., Афонин В.Я. Контактная электроимпульсная литотрипсия // Урология. 2009. № 2. С. 32-37.
15. Усов А.В., Семкин Б.В., Зиновьев Н.Т. Переходные процессы в установках электроимпульсных технологий. – СПб.: Наука, 2000. 160 с.
16. Мартов А.Г., Максимов В.А., Ергаков Д.В., Фахрединов Г.А. и др. Гольмиевая контактная литотрипсия в трансуретральном лечении камней верхних мочевыводящих путей // Урология. 2008. № 5. С. 24-28.
17. Глыбочко П.В., Альтифроулер Г.Б., Винаров А.З., Еникеев Д.В. и др. Оценка возможностей тулиевого лазера (Tm) в литотрипсии in vitro // Экспериментальная и клиническая урология. 2018. № 1. С. 36-41.
18. Комяков Б.К. Эндоскопическая уретеролитотрипсия цветным пульсирующим лазером // Урология и нефрология. 1993. № 1. С. 4-7.
19. Савельева А.И., Фетисов И.Н. Обработка результатов измерения при проведении физического эксперимента / Методические указания по курсу «Общая физика». – М.: Изд-во МГТУ, 1990. 32 с.
20. Данилин Б.С., Киреев В.Ю. Применение низкотемпературной плазмы для травления и очистки материалов. – М.: Энергоатомиздат, 1987. 264 с.

Станислав Хусейнович Али,
канд. мед. наук, врач-уролог,
ст. научный сотрудник,
Институт урологии и репродуктивного
здоровья человека,
Хусейн Махмуд Али,
канд. мед. наук, ассистент,
кафедра урологии,
Евгений Алексеевич Безруков,
д-р мед. наук, профессор,
кафедра урологии,
зав. урологическим отделением № 1
клиники урологии УКБ № 2,
ФГАОУ ВО «Первый МГМУ
им. И.М. Сеченова» МЗ России,
Сергей Владимирович Белов,
д-р техн. наук, вед. научный сотрудник,
Юрий Константинович Данилейко,
д-р физ.-мат. наук, профессор, зав. лабораторией,
Алексей Борисович Егоров,
научный сотрудник,
Владимир Алексеевич Сидоров,
ведущий инженер НЦЛМТ,
Владимир Борисович Цветков,
д-р физ.-мат. наук, профессор, руководитель,
Научный центр лазерных материалов и технологий,
Институт общей физики им. А.М. Прохорова РАН,
г. Москва,
e-mail: ser79841825@yandex.ru