

## Влияние технических параметров электроимпульсной контактной литотрипсии на эффективность дробления и ресурс работы зондов

Иванова Л.Ю.<sup>1</sup>, Бощенко В.С.<sup>2</sup>, Черненко В.П.<sup>3</sup>, Лернер М.И.<sup>3</sup>

## Technical issues of electric nanopulse contact lithotripsy as factors affecting lithotripsy effectiveness and probe resources

Ivanova L.Yu., Boshchenko V.S., Chernenko V.P., Lerner M.I.

<sup>1</sup> Национальный исследовательский Томский политехнический университет, г. Томск

<sup>2</sup> Сибирский государственный медицинский университет, г. Томск

<sup>3</sup> Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, г. Томск

© Иванова Л.Ю., Бощенко В.С., Черненко В.П., Лернер М.И.

Приведена оценка влияния основных технических параметров электроимпульсной контактной литотрипсии (КАТ) на эффективность дробления и ресурс работы зондов.

Исследования электроимпульсного воздействия на экспериментальные образцы камней проводили с помощью литотриптера «Уролит». Оценивали эффективность деструкции образцов в зависимости от диаметра головки зондов, мощности импульсов и частоты их следования, анализировали ресурс работы зондов с разным диаметром разрядной головки.

При увеличении диаметра разрядной головки зонда, мощности импульсов и частоты их следования количество импульсов, необходимое для разрушения образцов камней, уменьшалось.

Установлено, что увеличение мощности, частоты следования импульсов и диаметра разрядной головки зонда может существенно повысить эффективность электроимпульсной КАТ, а коррекция этих параметров с учетом практических навыков — увеличить ресурс работы зонда.

**Ключевые слова:** электроимпульсная контактная литотрипсия, технические параметры литотрипсии, эффективность литотрипсии, ресурс работы зонда.

To assess the relationship of main technical issues of electric nanopulse contact lithotripsy (CLT) with lithotripsy effectiveness and lithotripsy resources of probe.

Electric nanopulses were transmitted by the flexible probes and the lithotripter «Urolit». The relationship between lithotripsy effectiveness and tip diameter of probes, pulse energy, pulse frequency was assessed, and resources of lithotripsy probes with different diameters of the tip were analyzed.

Sufficient number of electric nanopulse to destroy stone models was less when tip diameter, nanopulse energy and frequency were greater.

Effectiveness of electric nanopulse CLT can be enhanced with the increase of nanopulse energy, frequency and probe diameter. Complex correction of technical issues of electric nanopulse CLT can be a way of probe resources saving.

**Key words:** electric nanopulse contact lithotripsy, technical lithotripsy characteristics, lithotripsy effectiveness.

УДК 616-089.879-72:615.478.6

### Введение

В последнее десятилетие для деструкции и извлечения камней при мочекаменной болезни (МКБ) активно используют современные малоинвазивные хирургические методы лечения, в первую очередь эндоскопическую ретроградную контактную литотрипсию (КАТ) [5, 6]. Наибольшую эффективность дробления

продемонстрировали лазерный и электрогидравлический способы КАТ, позволяющие производить фрагментацию камней на всем протяжении мочевого тракта, но являющиеся дорогостоящими (лазерная КАТ) или травматичными (электрогидравлическая КАТ) [9, 11, 13].

В 2003 г. был предложен и запатентован новый недорогой способ электроимпульсного контактного



разрушения мочевых камней [4, 10], близкий по механизму дробления к электрогидравлической КЛТ, но не идентичный ей. Так, электрогидравлический способ основан на накоплении в генераторе электрической энергии, которая при разряде в жидкости формирует переменное во времени и пространстве поле давлений. Это поле воздействует на камень, создавая в нем напряженное состояние с появлением, углублением трещин, благодаря чему камень разрушается (рис. 1,а), т.е. основной разрушающий эффект обусловлен вторичными факторами — созданием растягивающих напряжений, гидравлическим давлением рабочей жидкости и соударениями частиц в гидротоке — и фактически разрушением камня за счет создания ударной волны в жидкости. Поскольку из-за рассеивания энергии первичной ударной волны при электрогидравлической КЛТ используется малоэффективно, для успешного дробления требуется более высокая энергия импульсов, которая может оказать повреждающее воздействие на окружающие ткани [13].

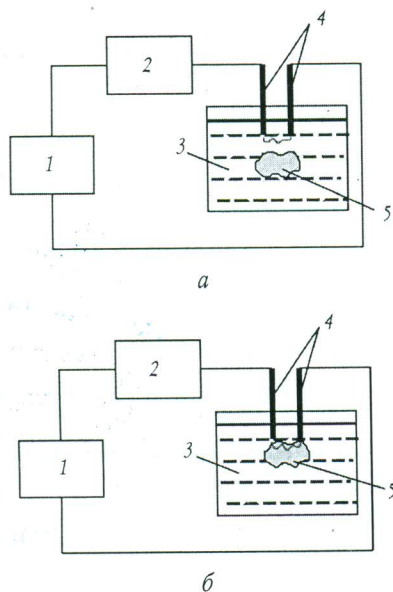


Рис. 1. Схема электрогидравлической (а) и электроимпульсной (б) технологии контактной литотрипсии: 1 — генератор высоковольтных импульсов; 2 — коммутатор; 3 — рабочая область, заполненная жидкостью; 4 — электродная система; 5 — разрушаемый объект

При электроимпульсном способе разрушения высоковольтный импульс напряжения длительностью  $\sim 10^2 \dots 10^3$  нс подается непосредственно на камень, создавая в нем канал электрического разряда (рис. 1,б). При этом рабочим телом, разрушающим камень, является плазма канала разряда, и процесс разрушения

можно классифицировать как электрический взрыв в твердом материале. Преобразование электрической энергии накопителя в механическую работу разрушения происходит непосредственно в твердом материале без промежуточных ступеней трансформации, что обеспечивает высокую эффективность перехода энергии накопителя в работу разрушения [4, 8]. Поэтому в экспериментальных исследованиях сопоставимая эффективность в деструкции камней электрогидравлической и электроимпульсной КЛТ была достигнута при более низкой мощности и меньшем количестве импульсов последней [1]. Следствием этого явились уменьшение глубины и площади повреждения окружающих тканей и повышение безопасности метода электроимпульсной КЛТ в сравнении с электрогидравлической.

Однако до настоящего времени исследований, позволяющих определить влияние основных технических параметров электроимпульсной КЛТ на эффективность дробления и ресурс работы зондов литотриптера, выполнено не было, что и послужило целью данной работы.

### Материал и методы

Исследования электроимпульсного воздействия на экспериментальные образцы камней проводили с помощью серийного литотриптера «Уролит» (Россия) (рис. 2). Номинальное напряжение электропитания прибора 220 В, потребляемая мощность не более 50 Вт. Энергия импульсов варьировала от 0,3 до 1,0 Дж при амплитуде выходного напряжения от 3,0 до 9,5 кВ. Частоту следования импульсов в пачке регулировали от однократных импульсов до импульсов сериями с частотой 1—5 Гц, с дискретностью 1 Гц. Количество импульсов, генерируемых в единичной пачке, устанавливали от 2 до 99.

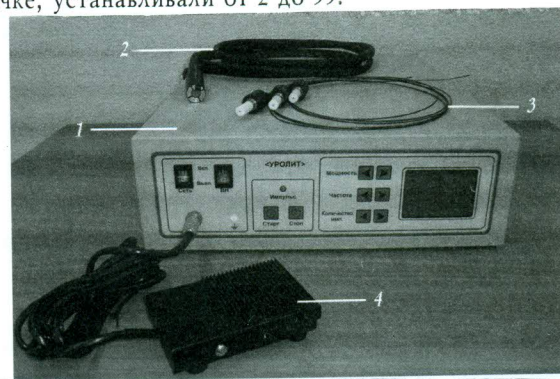


Рис. 2. Внешний вид прибора «Уролит»: 1 — прибор; 2 — передающий кабель; 3 — зонды; 4 — педаль управления

Для стоящие передаю зонда пр кабель, изготовл зонду н служит Разрядн себя из диэлект предста ческих с разли (0,9 мм, (2,0 мм

Коаксиальный кабель

Рис.

Об образц фосфа 150 НВ 8 × 8 × логиче камня ление кально нажим Н. сов, в Нача симос одино нанос метра (1,5 м разца



Для КАТ использовали контактные зонды, состоящие из трех частей: высоковольтного разъема, передающей части и головки зонда. Передающая часть зонда представляет собой миниатюрный коаксиальный кабель, расположенный внутри внешнего катетера, изготовленного из полиамидной трубки. Это придает зонду необходимую гибкость и упругость, а также служит для дополнительной электрической изоляции. Разрядная головка (рис. 3), помимо этого, включает в себя изоляционную вставку из эрозионно стойкого диэлектрического материала, а внешний электрод представляет собой комбинацию нескольких металлических втулок. В исследовании использовались зонды с различными диаметрами разрядной головки: 2,7 Fr (0,9 мм), 3,6 Fr (1,2 мм), 4,5 Fr (1,5 мм) и 6,0 Fr (2,0 мм).

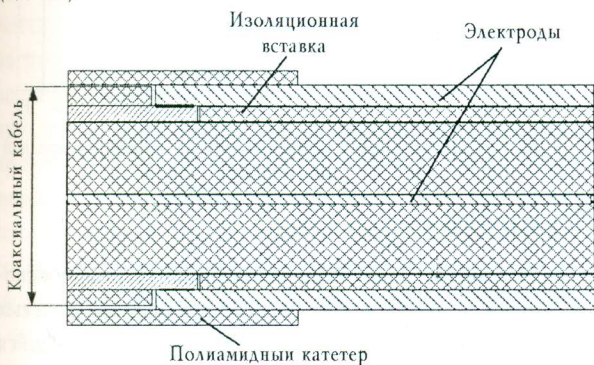


Рис. 3. Конструкция разрядной головки урологического зонда

Объектом испытаний служили экспериментальные образцы камней прямоугольной формы из цинк-фосфатного стоматологического цемента с твердостью 150 HV по Виккерсу [12]. Размер образцов составлял  $8 \times 8 \times 5$  мм. Образцы размещали в кюветках с физиологическим раствором, имитируя ситуацию дробления камня в жидкостьсодержащих мочевых путях. Дробление проводили, подводя зонд литотриптера вертикально к верхней грани образца и удерживая его без нажима.

На первом этапе определяли количество импульсов, необходимых для разрушения образцов камней. Сначала оценивали эффективность деструкции в зависимости от диаметра рабочей головки зондов, для чего одиночные импульсы максимальной мощности (1 Дж) наносили на образцы с помощью зондов разного диаметра — 2,7 Fr (0,9 мм), 3,6 Fr (1,2 мм), 4,5 Fr (1,5 мм) и 6,0 Fr (2,0 мм), используя для каждого образца отдельный зонд. Затем анализировали влияние

мощности импульса на эффективность деструкции. Для этого образцы подвергали воздействию с помощью зонда, имеющего диаметр головки 4,5 Fr, электрическими импульсами с фиксированной частотой 5 Гц, однако мощность импульсов варьировала для разных образцов в диапазоне от 0,3 до 1,0 Дж с дискретностью 0,1 Дж. Первый этап исследования завершили оценкой взаимосвязи между частотой генерирования импульсов и эффективностью деструкции. Для этого воздействовали на разные образцы с помощью одного зонда, имеющего диаметр головки 4,5 Fr, импульсами одинаковой максимальной мощности (1 Дж), в режиме одиночных разрядов либо сериями с возрастающей частотой в диапазоне от 1 до 5 Гц с дискретностью 1 Гц. Каждый технический параметр был оценен на 10 образцах, за окончательный результат принимали среднее арифметическое всех измерений.

На втором этапе определяли ресурс работы каждого из типов зондов. Для этого оценивали общее количество импульсов, которое зонд был способен произвести в течение всего времени его работы при максимальной мощности (1 Дж) и частоте следования импульсов (5 Гц).

Статистическая обработка полученных результатов была выполнена с помощью пакета прикладных программ Statistica 6.0 (StatSoft Inc., США). Данные представлены как  $M \pm SD$ , где  $M$  — среднее значение,  $SD$  — ошибка среднего. Межгрупповые различия оценивали с помощью дисперсионного анализа (модуль ANOVA/MANOVA), вводя поправку на множественность сравнения. Уровень значимости различий был установлен при значении  $p < 0,05$ .

## Результаты

Количество импульсов, необходимых для разрушения камня, было обратно пропорционально диаметру разрядной головки зонда. Так, зонды большого диаметра (4,5 и 6,0 Fr) приводили к деструкции образцов за достоверно меньшее количество импульсов, чем зонды диаметром 3,6 Fr и особенно 2,7 Fr (таблица, рис. 4).

Для разрушения образцов камней было необходимо тем меньше импульсов, чем больше были мощность импульсов и частота их следования (рис. 5). Так, при применении импульсов с фиксированной мощностью 1 Дж увеличение частоты следования импульсов с 1 до 5 Гц позволяло уменьшить количество импульсов,



необходимых для деструкции образцов, на 20% — со  $163 \pm 45$  до  $130 \pm 21$  ( $p < 0,05$ , рис. 5,а). В случае использования фиксированной частоты следования импульсов 5 Гц увеличение мощности импульсов с 0,3 до 1,0 Дж приводило к уменьшению количества импульсов, необходимых для деструкции образцов, более чем в 2 раза — с  $325 \pm 86$  до  $130 \pm 45$  ( $p < 0,01$ ) (рис. 5,б).

Количество импульсов, необходимых для деструкции образцов камней в зависимости от диаметра разрядной головки зонда

Диаметр разрядной головки зонда	Количество импульсов
2,7 Fr	$265 \pm 122$
3,6 Fr	$128 \pm 59^*$
4,5 Fr	$51 \pm 34^{** \#}$
6,0 Fr	$47 \pm 33^{** \# \#}$

Примечание. \* —  $p < 0,01$ , \*\* —  $p < 0,001$  — различия достоверны в сравнении с зондом с диаметром разрядной головки 2,7 Fr; # —  $p < 0,01$ , ## —  $p < 0,001$  — различия достоверны в сравнении с зондом, имеющим диаметр разрядной головки 3,6 Fr.

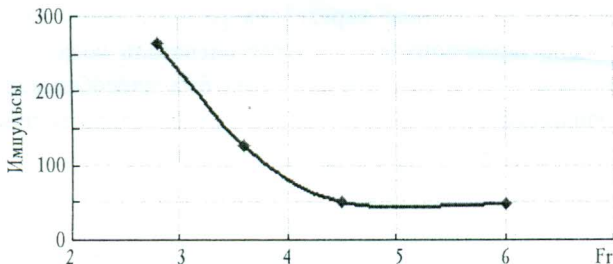


Рис. 4. Эффективность деструкции образцов камней в зависимости от диаметра разрядной головки урологического зонда

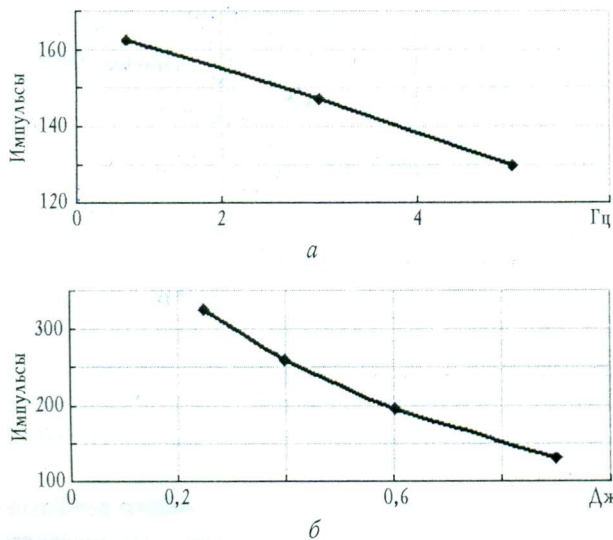


Рис. 5. Эффективность деструкции образцов камней в зависимости от мощности и частоты импульсов: а — взаимосвязь частоты и количества импульсов, необходимых для деструкции, при фиксированной мощности импульса 1 Дж; б — взаимосвязь мощности импульса и количества импульсов, необходимых для деструкции, при фиксированной частоте следования импульсов 5 Гц

Помимо более высокой эффективности разрушения объектов зонды с разрядной головкой большого диаметра обладали более высоким ресурсом работы (рис. 6). Так, значения ресурса работы зондов в режиме максимальных параметров работы прибора — мощности импульсов 1 Дж и частоте 5 Гц — составили ( $630 \pm 167$ ) импульсов для зондов с диаметром головки 2,7 Fr и ( $824 \pm 132$ ), ( $902 \pm 171$ ) и ( $1160 \pm 189$ ) импульсов для зондов с диаметром разрядной головки 3,6; 4,5 и 6,0 Fr соответственно (все с  $p < 0,05$  между собой).

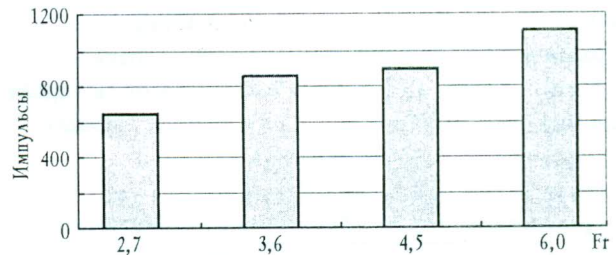


Рис. 6. Ресурс работы зондов в зависимости от диаметра разрядной головки

### Обсуждение

В последние годы был экспериментально обоснован новый способ контактного дробления мочевых камней — электроимпульсный [4, 10], базирующийся на образовании в камне канала электрического разряда, приводящего к деструкции. Теоретические предпосылки послужили основой для разработки серийного электроимпульсного литотриптера и создания набора гибких зондов для дробления, совместимых по диаметру с рабочими каналами современных эндоскопов. Это позволило рассматривать электроимпульсную КАТ как метод, потенциально пригодный для контактного дробления камней, локализующихся в различных отделах мочевого тракта [1–3].

Вместе с тем электроимпульсная КАТ имеет ряд параметров, которые кроме мощности импульсов включают в себя частоту следования импульсов, применение зондов разного диаметра, ресурс работы зондов. Взаимосвязь этих параметров с эффективностью литотрипсии и между собой оставалась неясной, что и послужило поводом для проведения настоящего исследования.

Учитывая, что стандартизировать плотность реальных мочевых камней и их размеры, создавая одинаковые условия, чрезвычайно сложно, были использо-

ваны образцы фосфатного ментально-кислотного образцы твердость и было установлено, что по Виккерсу разницы с твердостью

Было установлено, что чем выше, тем выше, зонда. Это физики явления головки зонда двумя элементами, следовательно, для изменения мощности на разрушение и к при неизменном приборе и тивно, т.е. сов. Это ты, где бы ду уменьшения для деструкции мощности повысить да на зонду допустимого эле границ (способов

Еще следовало частоты нию количества бытия исследования дения пэффект тоту сл (до 5 Г импуль

Нем зонд элемент м



ваны образцы (модели) мочевых камней из цинк-фосфатного стоматологического цемента, экспериментально подобрав соотношение компонентов таким образом, чтобы их твердость превосходила твердость нативных конкрементов. Поскольку ранее было установлено, что значения твердости урологических камней лежат в диапазоне от 40 до 120 НВ по Виккерсу [12], в исследовании применялись образцы с твердостью 150 НВ.

Было установлено, что эффективность дробления тем выше, чем больше диаметр разрядной головки зонда. Это объяснимо в первую очередь с позиций физики явления. Чем больше диаметр разрядной головки зонда, тем больше толщина изоляции между двумя электродами головки (см. рис. 3) и, соответственно, длина искрового канала, что приводит к увеличению мощности импульса. Поскольку работа, идущая на разрушение объекта, прямо пропорциональна мощности и количеству импульсов, увеличение мощности при неизменных выходных значениях напряжения на приборе позволяет разрушать объекты более эффективно, т.е. с помощью меньшего количества импульсов. Это нашло подтверждение во второй части работы, где была выявлена достоверная взаимосвязь между уменьшением количества импульсов, необходимых для деструкции образца камня, по мере нарастания мощности импульсов. В реальной работе это позволит повысить эффективность дробления путем смены зонда на зонд большего диаметра, если это технически допустимо, или путем увеличения мощности исходящего электрического импульса в пределах безопасных границ (до 1 Дж), или путем комбинирования обоих способов.

Еще одним важным параметром является частота следования импульсов. Установлено, что увеличение частоты следования импульсов приводит к уменьшению количества импульсов, требующихся для разрушения объекта. Эта закономерность также может быть использована для корректировки схемы проведения процедуры литотрипсии. Так, для повышения эффективности разрушения можно увеличивать частоту следования импульсов в безопасном диапазоне (до 5 Гц), сохраняя при этом настройки мощности импульсов.

Немаловажным аспектом является тот факт, что зонд литотриптера, с одной стороны, — это инструмент многократного использования, а с другой — рас-

ходный материал, имеющий определенный ресурс работы, который определяет надежность, эффективность и безопасность. Результаты исследования показали, что ресурс работы зонда напрямую зависит от диаметра разрядной головки и, соответственно, диаметра самого зонда, а зонды большего диаметра имеют больший ресурс работы. Это обусловлено тем, что увеличение диаметра разрядной головки зонда сопровождается увеличением толщины изоляции между электродами, что обеспечивает более медленное разрушение изоляционного материала под воздействием электрического разряда. То есть количество импульсов, необходимое для разрушения всего объема изоляции, закономерно увеличивается с увеличением диаметра зонда. Так как данный показатель эквивалентен ресурсу работы зонда, то увеличение диаметра ведет к увеличению его ресурса. Экономия этого ресурса может быть достигнута уменьшением мощности и частоты следования импульсов, однако в этом случае важно соблюдать разумный баланс между бережливостью и эффективностью. Базируясь на результатах настоящего исследования, в электроимпульсный литотриптер был внедрен режим непрерывного тестирования количества оставшихся импульсов, т.е. оставшегося ресурса зонда, на зондах всех типов, отображаемый на дисплее прибора. Вероятно, это позволит заблаговременно менять зонд с израсходованным ресурсом, увеличивать эффективность дробления и избегать потери времени при замене зонда во время сеанса литотрипсии.

### Заключение

Таким образом, коррекция параметров с учетом практических навыков работы с прибором, а именно: мощности импульсов, частоты их следования и типа зонда — может существенно повысить эффективность литотрипсии, сделать ее персонализированной, учитывающей локализацию камня, его плотность и наличие осложнений, а также разумно использовать ресурс работы зондов.

### Литература

1. Афонин В.Я. Электроимпульсное контактное дробление камней мочеточника и мочевого пузыря: автореф. дис. ... канд. мед. наук. Саратов, 2009. 25 с.
2. Гудков А.В., Бощенко В.С., Афонин В.Я. Контактная электроимпульсная литотрипсия // Урология. 2009. № 2. С. 32—37.
3. Дробление камня мочевого пузыря. [Электронный ресурс].



- Режим доступа: <http://www.youtube.com/watch?v=SHkhJEvsViM>, свободный. 19.09.2011.
4. Лопатин В.В., Лернер М.И., Буркин В.В., Черненко В.П. Электроразрядное разрушение биологических конкрементов // Известия вузов. Физика. 2007. № 9. Приложение. С. 181—184.
  5. Лопаткин Н.А., Мартов А.Г. Перспективы современной рентгенэндоскопической хирургии // Медицина высоких технологий в XXI веке: тез. докл. Междунар. мед. конгр. Челябинск, 1999. С. 111—130.
  6. Мартов А.Г., Сафаров Р.М., Гуцин Б.А., Кудрявцев Ю.В. Сравнительная характеристика эффективности и безопасности применения различных типов контактных литотриптеров // Пленум правления Рос. общества урологов. М., 1998. С. 312—313.
  7. Семкин Б.В., Усов А.Ф., Курец В.И. Основы электроимпульсного разрушения материалов. СПб.: Наука, 1995. 276 с.
  8. Усов А.В., Семкин Б.В., Зиновьев Н.Т. Переходные процессы в установках электроимпульсных технологий. СПб.: Наука, 2000. 160 с.
  9. Binbay M., Tepeler A., Singh A. et al. Evaluation of pneumatic versus holmium:YAG laser lithotripsy for impacted ureteral stones // Int. Urol. Nephrol. 2011. DOI 10.1007/s11255-011-9951-8.
  10. Chernenko V., Diamant V., Lerner M. Патент US 7,087,061/ B2. Method for intracorporeal lithotripsy fragmentation and apparatus for its implementation. September 18, 2003.
  11. Sofer M., Watterson J.D., Wollin T.A. et al. Holmium:YAG laser lithotripsy for upper urinary tract calculi in 598 patients // J. Urol. 2002. V. 167. P. 31—34.
  12. Thesis synopsis: a study of the constituents and properties of urinary stones and its application to stone fragility in extracorporeal shock wave lithotripsy // BJU International. 2001. V. 88. P. 443—446
  13. Yang S.S., Hong J.S. Electrohydraulic lithotripsy of upper ureteral calculi with semirigid ureteroscope // J. Endourol. 1996. V. 10. P. 27—30.

Поступила в редакцию 15.12.2011 г.

Утверждена к печати 13.01.2012 г.

#### Сведения об авторах

А.Ю. Иванова — аспирант НИ ТПУ (г. Томск).

В.С. Бощенко — канд. мед. наук, доцент кафедры урологии СибГМУ (г. Томск).

В.П. Черненко — канд. техн. наук, ИФПМ СО РАН (г. Томск).

М.И. Лернер — д-р техн. наук, ИФПМ СО РАН (г. Томск).

#### Для корреспонденции

Бощенко Вячеслав Семёнович, тел.: 8 (3822) 41-75-78, 8-923-426-1777, факс: 8 (3822) 41-98-51; e-mail: vsbosh@mail.ru