

- fit experimentally obtained data from the dog heart // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1989. Vol. 36 (9). PP. 971-974.
2. Горбунов Б.Б. Метод характеристической энергии для сравнения эффективности монополярных импульсов дефибрилляции // Медицинская техника. 2009. № 2. С. 8-13.
  3. Горбунов Б.Б. Исследование свойств мембраны клетки миокарда на модели Luo-Rudy // Медицинская техника. 2012. № 3. С. 32-34.
  4. Faber G.M., Rudy Y. Action potential and contractility changes in [Na(+)](i) overloaded cardiac myocytes: A simulation study // Biophys. J. 2000. Vol. 78 (5). PP. 2392-2404.
  5. <http://www.simulogic.com/products/platforms/>.
  6. Востриков В.А., Горбунов Б.Б., Гусев А.Н., Гусев Д.В., Иткин Г.П., Коньшова Е.Г., Мамкин К.А., Нестеренко И.В., Петухова М.Н., Селищев С.В., Тельшев Д.В., Трухманов С.Б. Динамика изменения сопротивления грудной клетки в процессе воздействия биполярного импульса дефибрилляции Гурвича-Венина // Медицинская техника. 2009. № 6. С. 33-37.
  7. Transthoracic impedance study with large self-adhesive electrodes in two conventional positions for defibrillation // Physiol. Meas. 2006. Vol. 27 (10). PP. 1009-1022.

*Вячеслав Александрович Востриков,  
д-р мед. наук, ст. научный сотрудник,  
отдел кардиологии НИЦ,  
Первый московский государственный  
медицинский университет им. И.М. Сеченова,  
вед. научный сотрудник,  
лаборатория клинической патофизиологии  
критических состояний,  
НИИ общей реаниматологии им. В.А. Неговского РАМН,  
Борис Борисович Горбунов,  
ведущий инженер-электроник,  
Алексей Николаевич Гусев,  
ведущий инженер-электроник,  
Сергей Васильевич Селищев,  
д-р физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой,  
кафедра биомедицинских систем,  
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,  
г. Москва,  
e-mail: borgor@bmslab.miet.ru*

*Л.Ю. Иванова, В.П. Черненко, В.С. Бощенко*

## **Исследование электрогидравлического и электроимпульсного методов контактной литотрипсии**

### **Аннотация**

Представлены результаты исследования эффективности разрушения моделей мочевых камней электрогидравлической и электроимпульсной литотрипсией. Сделана оценка рисков миграции камня в вышерасположенные отделы мочевыводящих путей при его дроблении электрогидравлической, электроимпульсной и пневматической литотрипсией.

Контактная литотрипсия широко применяется в лечении мочекаменной болезни. На сегодняшний день «золотым» стандартом безопасности в литотрипсии считается пневматический (ПН) метод разрушения конкрементов [1]. Однако основным недостатком данного метода является использование жесткого рабочего инструмента (зонда), затрудняющего проведение ретроградных операций в верхней трети мочеточника и почке. От этой проблемы избавлены электрогидравлический (ЭГ) и электроимпульсный (ЭИ) литотрипторы, имеющие гибкие зонды.

Развитие и внедрение в клиническую практику различных методов контактной литотрипсии дали возможность выбора того или иного метода при проведении конкретной эндоскопической операции. Однако малочисленность и неоднозначность опубликованных результатов сравнительных исследований эффективности и безопасности различных методов контактной литотрипсии затрудняют задачу врачей по выбору метода дезинтеграции мочевых камней [2]-[5]. В связи с этим целью работы было проведение сравнительных испытаний электрогидравлического, электроимпульсного и пневматического методов литотрипсии по эффективности разрушения и величине смещения (отскока) моделей мочевых камней.

### **Материалы и методы**

Сравнительные испытания различных методов контактной литотрипсии проводили на приборах промышленного производства: электрогидравлическом литотрипторе «Riwolith 2208» (Германия), электроимпульсном литотрипторе «Уролит» (Россия), и пневматическом литотрипторе «Swiss Lithoclast» (Швейцария).

Электроразрядные методы – электрогидравлический и электроимпульсный – имеют существенное различие в принципе работы. Электрогидравлический метод основан на разрушающем воздействии ударной волны на камень в результате формирования электрического пробоя в жидкости, электроимпульсный метод – на непосредственном внедрении канала электрического разряда в камень и его разрушении в результате растягивающих (разрывных) напряжений. Принцип работы пневматического метода основан на разрушении конкрементов посредством передачи кинетической энергии движущегося ударника к камню.

Основной задачей являлось сравнение эффективности работы литотрипторов различного принципа действия при воздействии на экспериментальные модели камней определенной величины энергии. Сведения о величине энергии в импульсе были взяты из технических описаний на приборы, а работу приборов оценивали по результатам эффективности разрушения моделей камней и величине смещения (величине отскока) моделей камней относительно начального положения при воздействии на них импульсами с заданной энергией.

При проведении испытаний на эффективность разрушения моделей камней электрогидравлическим (ЭГ) и электроимпульсным (ЭИ) методами литотрипсии использовали близкие по значению величины энергии в импульсе 1,0 Дж и зонды ЭГ и ЭИ литотриптора диаметром 1,5 и 1,27 мм соответственно.

Испытания на смещение моделей камней производили при использовании зондов минимального диаметра 1,1; 0,9 и 1,0 мм ЭГ-, ЭИ- и ПН-методами соответственно. Для ЭГ- и ЭИ-литотрипторов значение энергии в импульсе составляло 1,0 Дж, для пневматического – 0,085 Дж.

Объектом испытаний служили модели мочевых камней, которые представляли собой образцы прямоугольной формы из цементно-песочной смеси в соотношении белого цемента (марка ПЦБ 1-500-Д0) и песка 1:1 и цинк-фосфатного стоматологического цемента (твердостью 150 HV по Виккерсу). Размер образцов был единым и составлял 8x8x5 мм.

Испытания проводились в физиологическом растворе. Зонды позиционировали перпендикулярно верхней либо боковой грани образцов в зависимости от целей проведения экспериментов (рис. 1).

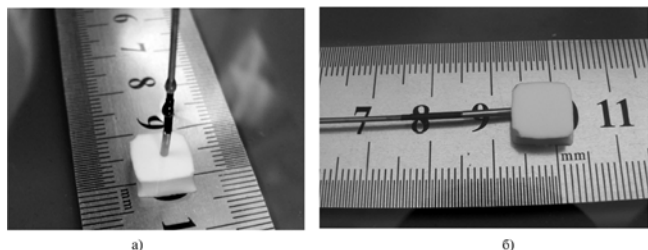


Рис. 1. Положение зонда на камне при разрушении (а) и определении отскока (б) при электроимпульсной литотрипсии

На первом этапе исследования определяли количество суммарной энергии, необходимое для разрушения моделей камней различными методами литотрипсии. Зонды позиционировали перпендикулярно верхней грани образцов. Эффективность ЭГ- и ЭИ-методов оценивали по результатам разрушения моделей камней из цементно-песочной смеси. Каждое испытание проводили на 10 образцах, за окончательный результат принимали среднее арифметическое значение.

На втором этапе исследования оценивали величину отскока моделей камней относительно начального положения. Сравнительные испытания проводили на ЭГ-, ЭИ- и ПН-литотрипторах. В качестве образцов использовали модели камней из цинк-фосфатного стоматологического цемента. Зонды позиционировали перпендикулярно боковой грани образцов. Величину смещения моделей камней оценивали по расстоянию отскока камня при воздействии на него импульсами с определенной величиной энергии.

Статистическая обработка материала была выполнена с помощью пакета прикладных программ «STATISTICA», версия 6.0 («StatSoft Inc.», США). Данные представлены как  $M \pm SD$ . Межгрупповые различия оценивали с помощью дисперсионного анализа (модуль «ANOVA/MANOVA»), вводя поправку на множественность сравнения. Уровень значимости различий  $p$  был установлен при значении  $< 0,05$ .

## Результаты и обсуждение

Результаты испытаний ЭГ- и ЭИ-методов литотрипсии показали, что для разрушения моделей камней при энергии в импульсе 1,0 Дж необходимо затратить электроимпульсным методом в среднем 5...8 импульсов, а электрогидравлическим – 44...47 импульсов ( $p < 0,001$ ). При этом при электроимпульсном методе необходимо затратить значительно меньше суммарной энергии (7,5 Дж), чем при электрогидравлическом методе разрушения (45 Дж) ( $p < 0,001$ ) (рис. 2).

Полученные результаты можно объяснить следующим образом. При электроимпульсной литотрипсии, в отличие от электрогидравлической, происходит внедрение канала разряда в твердое тело. Расширяющийся канал

разряда создает в твердом теле переменное во времени и пространстве поле с большим удельным содержанием сдвиговых и растягивающих (разрывных) напряжений. Это способствует более эффективному разрушению твердого тела при энергиях в канале разряда существенно меньших, чем при действии ударной волны в электрогидравлическом способе [6].

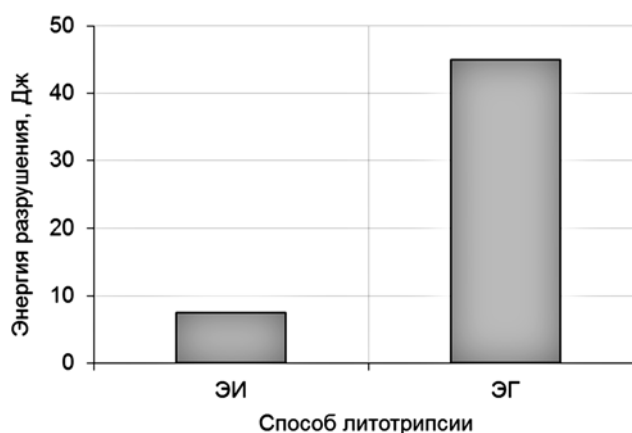


Рис. 2. Гистограмма суммарной энергии, необходимой для разрушения экспериментальной модели камня электроимпульсным и электрогидравлическим литотрипторами

В испытаниях на отскок моделей камней от первоначального положения получены следующие результаты. Величина смещения при воздействии на модели камней ПН- и ЭГ-литотрипторами значительно больше, чем при воздействии ЭИ-методом (рис. 3).

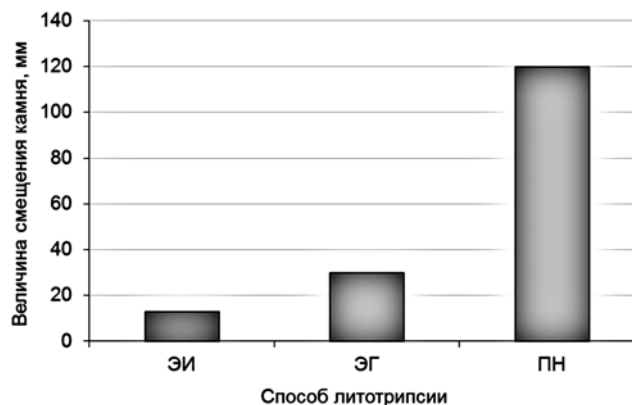


Рис. 3. Гистограмма величины смещения моделей мочевых камней при электроимпульсной, электрогидравлической и пневматической литотрипсии

Сравнительный анализ показал, что величина отскока при воздействии на камень с помощью электроимпульсного литотриптора меньше в 8 раз по сравнению с величиной отскока при пневматической литотрипсии ( $p < 0,001$ ) и более чем в 2 раза меньше, чем при электрогидравлической литотрипсии ( $p < 0,05$ ). Таким образом, воздействие ударных волн на конкремент при электрических разрядах в меньшей степени может привести к миграции камня в вышерасположенные отделы мочевыводящих путей, в то время как воздействие кинетической энергией более вероятно может вызвать миграцию камня и невозможность продолжения процесса дробления.

С другой стороны, величина смещения камня относительно первоначального положения непосредственно связана с величиной импульса давления, которая может оказывать негативное воздействие на окружающие тка-

ни мочевыделительной системы. Данный параметр может быть полезен для оценки рисков возникновения повреждений от воздействия ударной волны.

## Заключение

Электроимпульсная литотрипсия позволяет разрушать камни за меньшее время при более низких значениях суммарной энергии в сравнении с электрогидравлической литотрипсией. Величина смещения камня при электроимпульсном воздействии составила 13 мм, при электрогидравлическом – 30 мм, а при пневматическом – 120 мм. Это дает возможность сделать вывод о том, что электроимпульсная литотрипсия позволяет наиболее эффективно и безопасно разрушать камни мочевыделительной системы при введении меньшего количества энергии и меньших рисках миграции камня в труднодоступные отделы мочевыделительной системы.

### Список литературы:

1. Дзеранов Н.К., Лопаткин Н.А. Мочекаменная болезнь. Клинические рекомендации. – М.: Изд-во «Оверлей», 2007. 296 с.
2. Ilker Y., Ozgur A., Yazici C. Treatment of ureteral stones using holmium:YAG laser // International Urology and Nephrology. 2005. Vol. 37. PP. 31-34.
3. Мартов А.Г., Гордиенко Ю.А., Корниенко С.И., Даниелян С.Ш. Трансуретральное эндоскопическое лечение крупных камней верхней трети мочеточника с использованием нового пневматического литотриптора LMA StoNeBreAker™ // Кубанский научный медицинский вестник. 2011. № 5 (128). С. 94-98.

4. Башлачев В.А., Крючков Н.Б. Сравнение пневматического и электроимпульсного методов контактной литотрипсии / Сборник тезисов IX Международной научной-практической конференции урологов Сибири. – Красноярск, 2010. С. 93-94.
5. Гудков А.В., Боценко В.С., Петлин А.В., Афонин В.Я. и др. Ретроградная контактная электроимпульсная литотрипсия // Экспериментальная и клиническая урология. 2011. № 4. С. 49-53.
6. Семкин Б.В., Усов А.Ф., Курец В.И. Основы электроимпульсного разрушения материалов. – СПб.: Наука, 1993. 276 с.

Людмила Юрьевна Иванова,  
аспирант,

Национальный исследовательский  
Томский политехнический университет,  
Владимир Павлович Черненко,  
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,  
Институт физики прочности  
и материаловедения СО РАН,  
Вячеслав Семенович Боценко,  
канд. мед. наук, доцент,  
кафедра урологии,  
ГБОУ ВПО СибГМУ Минздрава России,  
г. Томск,  
e-mail: anlu009@rambler.ru

---

Л.П. Ичкитидзе, В.М. Подгаецкий, А.С. Приходко, Б.М. Путря, Е.В. Благов, А.А. Павлов,  
В.А. Галперин, Е.П. Кицюк, Ю.П. Шаман

## Электропроводный композиционный наноматериал с биосовместимой матрицей и многослойными углеродными нанотрубками

### Аннотация

Исследована удельная электропроводность слоев композиционных наноматериалов микронных и субмикронных размеров, состоящих из биосовместимой матрицы, карбоксиметилцеллюлозы и наполнителя, многослойных углеродных нанотрубок. Ультрадисперсионная водная суспензия наносилась на мягкие (фольга алюминия, пластины полиэстера и полиимида, хлопчатобумажная ткань, офисная бумага) и твердые (покровое стекло, пластинки кремния со слоем оксида кремния) подложки методом шелкографии. Для слоев в интервале толщин 0,5...5 мкм удельная проводимость составила  $\sim 1,2 \cdot 10^4 \dots 4 \cdot 10^4$  См/м, а максимальная проводимость на квадрат поверхности  $\sim 0,2$  См. Исследованный наноматериал представляет интерес для электроники и биомедицинских приложений.

При создании микро- и нанoeлектронных устройств на основе гибких подложек (гибкая электроника) наиболее важными являются приемлемые механические и электропроводящие свойства пленочных материалов на основе углеродных нанотрубок (УНТ), в отличие от известных полупроводниковых и металлических материалов. В этой связи отметим, что для УНТ отношения производной прочности на разрыв ( $\sim 10$  ГПа) и удельной электропроводности ( $\sigma \sim 10 \dots 10^2$  кСм/м [1]) к плотности материала на несколько порядков больше таковых для медных или алюминиевых пленок и проводков, наиболее часто используемых в микроэлектронике [2]. Например, в медных нанопроводах достигается на несколько порядков более низкое значение плотности тока  $J \leq 10^6$  А/см<sup>2</sup>, чем в проводах из УНТ –  $J \geq 10^8$  А/см<sup>2</sup>, при котором начинается разрушение материала. Разработанные опытные образцы кабеля на основе многослойных УНТ (МУНТ), легированных йодом, обладают высокой токонесущей способностью порядка  $\sim 10^5$  А/см<sup>2</sup> [3] при комнатной тем-

пературе, что сравнимо с конструкционной токонесущей способностью кабелей на основе сверхпроводящих материалов с рабочей температурой жидкого азота [4].

В слоях, состоящих из однослойных УНТ (ОУНТ), переплетенных случайным образом (в виде перепутанных макарон – так называемых *buscuraper*), наблюдалась высокая проводимость  $\sigma \sim 10 \dots 50$  кСм/м [5], а в слоях, когда ОУНТ ориентированы в одном направлении, достигнута рекордная проводимость  $\sigma \sim 800$  кСм/м [6]. Отметим, что реализованная в экспериментах удельная проводимость слоев значительно уступает расчетным значениям  $\sigma \geq 20$  МСм/м для индивидуальных ОУНТ. Слои *buscuraper* на основе МУНТ тоже имеют высокие значения  $\sigma$  порядка  $\sim 10$  кСм/м, и их электрические свойства сильно зависят от многих факторов, в том числе от типа МУНТ и их очистки [7]. К настоящему моменту опытные слои *buscuraper* с МУНТ сильно уступают расчетным значениям индивидуальной удельной электропроводности  $\sigma_{ин} \geq 10^8$  См/м для МУНТ [8]. Несмотря на этого слои