



Определение оптимальных точек экстракорпорального акустического воздействия ультразвуковым амплитудно-модулированным сигналом на мочеточниковый стент с целью профилактики его инкрустации в эксперименте

Антон Ю. Цуканов¹, Данияр С. Ахметов¹, Алексей А. Новиков², Дмитрий А. Негров²,
Александра Р. Путинцева², София П. Семикина¹

¹ ФГБОУ ВО «Омский государственный медицинский университет» Минздрава России
644099, Россия, г. Омск, ул. Ленина, д. 12

² ФГБОУ ВО «Омский государственный технический университет»
644050, г. Омск, пр. Мира, д. 11

Введение. Инкрустация и формирование биоплёнок на поверхности мочеточниковых стентов остаются самыми грозными осложнениями внутреннего дренирования верхних мочевыводящих путей. На сегодняшний день ведётся множество поисковых научных исследований по борьбе с данными осложнениями. Отсутствие решения данной проблемы неизбежно оставляет отпечаток на конечных результатах лечения и экономических потерях. Перспективным и мало освещённым остаётся вопрос использования физических методов воздействия на мочеточниковый стент, в частности применение экстракорпорального ультразвукового акустического воздействия.

Цель исследования. Определить оптимальные точки экстракорпорального акустического воздействия низкочастотным ультразвуковым амплитудно-модулированным сигналом на установленный уретеральный стент в эксперименте.

Материалы и методы. Сконструирован оригинальный прибор, принципом работы которого является генерация амплитудно-модулированного ультразвукового сигнала в двух режимах – импульсном и постоянном. В качестве экспериментального животного в эксперименте участвовала половозрелая беспородная собака, которой посредством лапаротомии и цистотомии устанавливали мочеточниковый стент. Интраоперационно к кожному покрову животного прикладывали излучатель разработанного прибора по ранее обозначенным топографо-анатомическим ориентирам. Одновременно через лапаротомную рану к соответствующему уровню мочеточника прикладывали анализатор шума ультразвуковых волн, трёхкратно выполняя замеры показателей интенсивности ультразвука в двух режимах работы прибора.

Результаты. В импульсном режиме работы для верхней трети мочеточника наибольшая интенсивность ультразвуковой волны (123,67 dB) достигается по задней аксиллярной линии. Для средней трети мочеточника наилучшие показатели интенсивности ультразвука получены по задней аксиллярной линии (115 dB). Для нижней трети мочеточника наибольшая интенсивность ультразвука (113,67 dB) отмечена по средней аксиллярной линии. При работе инструментом в постоянном режиме наилучшие показатели интенсивности ультразвуковой волны в проекции верхней, средней и нижней третей мочеточника достигаются по задней аксиллярной линии, составляя 118,67 dB, 117 dB и 116,67 dB соответственно. При работе инструментом в постоянном режиме отмечен чрезмерный тепловой эффект, проявляющийся гиперемией и гипертермией кожного покрова животного, фасцикулярными сокращениями мышц, что потенциально может привести к термическому ожогу и непереносимости процедуры.

Заключение. Безопасным режимом работы прибора является импульсный. Оптимальными точками приложения излучателя инструмента являются для верхней трети и средней трети мочеточника – задняя подмышечная линия, для нижней трети – средняя подмышечная линия.

Ключевые слова: мочеточниковый стент; инкрустация; биоплёнка; ультразвук

Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки. **Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов. **Соблюдение правил биоэтики.** Исследование выполнено в соответствии с этическими нормами обра-

щения с животными, принятыми Европейской конвенцией по защите позвоночных животных, используемых для исследовательских и иных научных целей, Федерацией европейских ассоциаций по науке о лабораторных животных и Международным советом по науке о лабораторных животных. **Этическое одобрение.** Исследование одобрено локальным этическим комитетом ОмГМУ (протокол № 107 от 02.10.2018 года).

Вклад авторов: А.Ю. Цуканов – разработка экспериментального оборудования и дизайна исследования, анализ полученных данных, написание текста рукописи; Д.С. Ахметов – разработка дизайна исследования, проведение экспериментальной части, получение данных для анализа, анализ полученных данных, написание текста рукописи; А.А. Новиков – разработка экспериментального оборудования, анализ полученных данных, написание текста рукописи; Д.А. Негров – разработка экспериментального оборудования, анализ полученных данных; А.Р. Путинцева – проведение экспериментальной части, получение данных для анализа, анализ полученных данных, написание текста рукописи; С.П. Семикина – проведение экспериментальной части, получение данных для анализа, обзор публикации по теме статьи.

Поступила в редакцию: 05.07.2021. **Принята к публикации:** 10.08.2021. **Опубликована:** 26.09.2021.

Автор для связи: Антон Юрьевич Цуканов; тел.: + 7 (913) 967-36-76; e-mail: autt@mail.ru

Для цитирования: Цуканов А.Ю., Ахметов Д.С., Новиков А.А., Негров Д.А., Путинцева А.Р., Семикина С.П. Определение оптимальных точек экстракорпорального акустического воздействия ультразвуковым амплитудно-модулированным сигналом на мочеточниковый стент с целью профилактики его инкрустации в эксперименте. Вестник урологии. 2021;9(3):70-78. DOI: 10.21886/2308-6424-2021-9-3-70-78

Extracorporeal ultrasound exposure by the low-frequency acoustic amplitude-modulated signal on a ureteral stent for preventing its incrustation: experimental determination of optimal application points

Anton Yu. Tsukanov ¹, Daniyar S. Akhmetov ¹, Alexey A. Novikov ², Dmitry A. Negrov ², Alexandra R. Putintseva ², Sofia P. Semikina ¹

¹ Omsk State Medical University
644099, Russian Federation, Omsk, 12 Lenin st.

² Omsk State Technical University
644050, Russian Federation. Omsk, 11 Mira ave.

Introduction. Incrustation and biofilms formation on the surface of ureteral stents are still the most significant complications of internal drainage of the upper urinary tract. There are much researchers conducted to combat these complications. The lack of a solution to this problem affects the ultimate results of treatment and economic losses. The issue of impact by physical methods on the ureteral stent, particularly the use of extracorporeal ultrasound acoustic exposure remains, promising and poorly covered.

Purpose of the study. To determine the optimal application points of extracorporeal acoustic exposure by the low-frequency ultrasonic amplitude-modulated signal on a ureteral stent in an experiment.

Materials and methods. The original device was designed. The main principle of its operation is the generation of an amplitude-modulated ultrasonic signal in two modes: pulsed and permanent. A sexually mature mongrel dog was an experimental animal. The ureteral stent was placed by laparotomy and cystotomy. Intraoperatively, the emitter of the developed device was applied to the skin of the animal, according to the previously indicated topographic and anatomical landmarks. At the same time, an ultrasonic wave noise analyzer was applied through the laparotomy wound to the appropriate level of the ureter. Measurements of ultrasound intensity indicators were performed three times in two operating modes of the device.

Results. Pulsed mode: for the ureteral upper third, the highest ultrasonic intensity (123.67 dB) was achieved along the posterior axillary line. For the ureteral middle third, the best ultrasound intensity (115 dB) was obtained by the posterior axillary line. For the ureteral lower third, the highest ultrasound intensity (113.67 dB) was noted along the middle axillary line.

Permanent mode: the best ultrasonic intensity in the projection of the ureteral upper, middle, and lower thirds was achieved along the posterior axillary line and was 118.67 dB, 117 dB and 116.67 dB, accordingly. However, there was an excessive heat effect, manifested by hyperemia and hyperthermia of the animal's skin, fascicular muscle contractions during the instrument functioned in the permanent mode, which can potentially lead to thermal burns and intolerance to the procedure.

Conclusion. The pulsed mode of the device function is most safe. The optimal application points of the instrument emitter for the ureteral upper and middle thirds is the posterior axillary line, and for the ureteral lower third is the middle axillary line.

Keywords: ureteral stent; incrustation; biofilm; ultrasound

Financing. The study was not sponsored. **Conflict of interests.** The authors declare no conflicts of interest. **Bioethics rules compliance.** The study was carried out following the ethical standards for the treatment of animals adopted by the European Convention for the Protection of Vertebrate Animals used for Research and Other Scientific Purposes, the Federation of European Associations for the Science of Laboratory Animals, and the International Council for the Science of Laboratory Animals. **Ethical approval.** The study was approved by the Ethics Committee of Omsk State Medical University (protocol No. 107, dated 10/02/2018).

Author contributions: Anton Yu. Tsukanov – research design development, experimental equipment development, analyzing the data obtained, writing the manuscript's text; Daniyar S. Akhmetov – research design development, conducting the experimental part, obtaining data for analysis, analyzing the data obtained, writing the manuscript's text; Alexey A. Novikov – experimental equipment development, analyzing the data obtained, writing the manuscript's text; Dmitry A. Negrov – experimental equipment development, analyzing the data obtained; Alexandra R. Putintseva – conducting the experimental part, obtaining data for analysis, analyzing the data obtained, writing the manuscript's text; Sofia P. Semikina – conducting the experimental part, obtaining data for analysis, reviewing of publications on the research topic.

Received: 07/05/2021. **Accepted:** 08/10/2021. **Published:** 09/26/2021.

For correspondence: Anton Yurievich Tsukanov; tel.: +7 (913) 967-36-76; e-mail: autt@mail.ru

For citation: Tsukanov A.Yu., Akhmetov D.S., Novikov A.A., Negrov D.A., Putintseva A.R., Semikina S.P. Extracorporeal ultrasound exposure by the low-frequency acoustic amplitude-modulated signal on a ureteral stent for preventing its incrustation: experimental determination of optimal application points. *Vestn. Urol.* 2021;9(3):70-78. (In Russ.). DOI: 10.21886/2308-6424-2021-9-3-70-78

Введение

Мочеточниковые стенты рутинно используются в урологической практике для обеспечения адекватного пассажа мочи при обструкции верхних мочевыводящих путей в различных клинических ситуациях [1, 2].

Наличие инородного тела в просвете мочеточника неизбежно сопряжено с осложнениями, связанными с самим фактором его присутствия. Безусловно осложнения могут проявляться от клинически малозначимых до жизнеугрожающих, но в любом случае неразрывно связаны с такими феноменами, как инкрустация и формирование биоплёнок [3, 4]. Предыдущие исследования показали, что до 70% удалённых стентов содержат на своей поверхности бактерии [5], образующие биоплёнки, устойчивые к большому ряду антибиотиков. Выраженная инкрустация может привести к серьёзным последствиям вплоть до угрожающего жизни уросепсиса. В мировой периодической печати регулярно появляются работы, посвящённые борьбе с этими осложнениями.

Несмотря на многочисленные инновации и улучшения в дизайне и материалах стента, поиск решения данной проблемы остаётся актуальным и на сегодняшний день. Наибольшей биоинертностью обладают полимерные материалы, самыми распространёнными из которых являются полиуретан, силикон с их многочисленными модификациями [6]. Ведётся множество поисковых научных работ по созданию биоинертных покрытий, наносимых на поверхность полимерных стентов, будь то покрытия из серебра, гепарина, триклозана и др. [7, 8, 9, 10, 11]. Перспективным

направлением является создание биodeградируемых материалов. Однако невозможность контроля скорости разложения этих материалов ограничивает оптимальные сроки дренирования [12]. Несмотря на использование разнообразных материалов с различными физическими характеристиками, ни один из них не устойчив к осаждению кристаллов и микроорганизмов, что наглядно иллюстрирует сложность механизмов этих процессов [13].

Отсутствие решения данной проблемы сказывается на результатах лечения, ограничивая тем самым оптимальные сроки дренирования. Несостоятельность дренажа в конечном итоге приводит к необходимости частой его замены.

Помимо разработки новых материалов и покрытий, малоосвещённым, но перспективным вариантом решения является использование физических методов воздействия на мочеточниковый стент. Исследования посвящённые ультразвуковой очистке мочевых дренажей, продемонстрированы на катетерах Фолея в единичных публикациях [14, 15, 16]. Предложенные варианты данного типа воздействия реализуются контактно, что в значительной мере сдерживает их клиническое применение, в частности в случае внутреннего дренирования верхних мочевыводящих путей. Создание способа неинвазивного воздействия представляется перспективным и требует дальнейшего изучения.

Цель исследования: определить оптимальные точки экстракорпорального акустического воздействия низкочастотным ультразвуковым амплитудно-модулированным сигналом на установленный уретеральный стент в эксперименте.

Материалы и методы

Коллективом авторов был рассчитан, спроектирован и изготовлен ультразвуковой инструмент, основным принципом работы которого является генерация амплитудно-модулированного ультразвукового сигнала, рабочая часть которого выполнена в виде плоского диска диаметром 30 мм из титанового сплава ВТЗ-1. Излучатель конструктивно размещен в корпусе типа «пистолет». Физические характеристики ультразвукового воздействия: $\lambda_m - 10$ мкм, $f - 20$ кГц, мощность -30 Вт [17].

В качестве экспериментального животного использована половозрелая беспородная собака (самка) весом 20,3 кг в возрасте 3 – 4-х лет, соматически здоровая, без признаков травматических повреждений.

Данный эксперимент является фрагментом работы по изучению эффективности низкочастотного амплитудно-модулированного ультразвука для профилактики инкрустации мочеточникового стента, получившей одобрение локального этического комитета ОмГМУ (протокол № 107 от 02.10.2018 года). Животное содержали в отдельном помещении в металлической клетке в условиях регулируемого искусственного освещения, температура воздуха составляла в среднем 25°C , собака получала полнорационный корм и питьевую фильтрованную воду без ограничений. Условия содержания животного и порядок работы с ним строго соответствовали положениям, принятыми Европейской конвенцией по защите позвоночных животных, используемых для исследовательских и иных научных целей, Федерацией европейских ассоциаций по науке о лабораторных животных, Международным советом по науке о лабораторных животных, законодательству Российской Федерации

Животное выдержало карантин в течение пяти суток, а также было предварительно обследовано на наличие инфекции мочевыводящих путей (ОАМ, бак посев мочи). На фоне премедикации (сульфат атропина 0,1 мг/кг, подкожно) и общей анестезии (Propofol 1%, 10 мг/кг, в/в; Zoletil 100, 8 мг/кг, в/в) кожный покров животного подвергали предварительному бритью, троекратно обработав раствором спиртового антисептика. Далее выполнили нижнесрединную лапаротомию. По передней стенке мочевого пузыря производили разрез длиной 3 см. В устье левого мочеточника вводили струну-проводник до полостной системы левой почки. По струне-проводнику в устье левого мочеточника установили мочеточниковый полиуретановый стент 5 CH длиной 20 см, пальпаторно осуществляя контроль

удовлетворительного стояния стента в просвете мочеточника и лоханке левой почки. Ушивали мочевой пузырь непрерывным двурядным швом.

Оценку параметров ультразвуковой волны непосредственно на уровне мочеточника проводили следующим образом: на поверхности кожного покрова животного условно обозначали топографические ориентиры (передняя (ПП), средняя (СП) и задняя (ЗП) подмышечные линии). Излучатель после предварительного нанесения акустического геля прикладывали к кожному покрову в точках прямоугольной проекции верхней (В/З), средней (С/З) и нижней (Н/З) трети мочеточника по каждой из трех вышеуказанных линий (рис. 1).

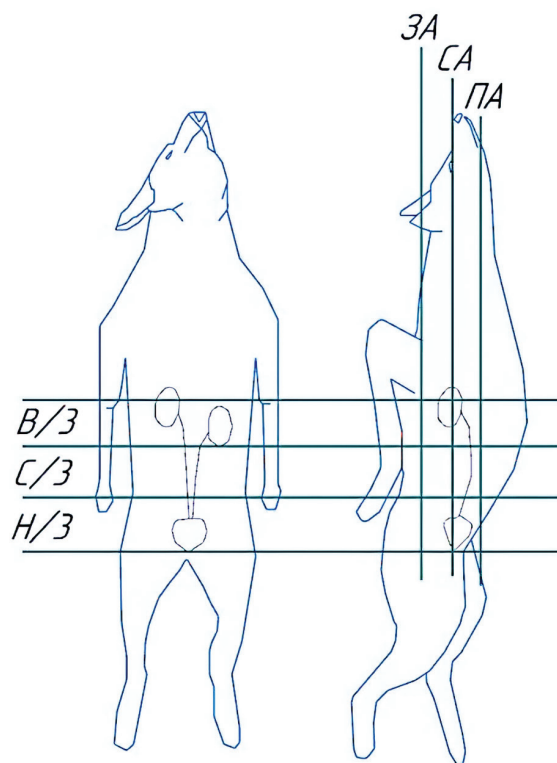


Рисунок 1. Условные топографические ориентиры проекции мочеточника

Figure 1. Ureter's conditional topographic landmarks

Через лапаротомную рану к соответствующему уровню мочеточника располагали анализатор шума ультразвуковых волн «АССИСТЕНТ» S/U30 приборостроительной компании ООО «НТМ-Защита». Из каждой точки воздействие ультразвуком осуществляли трижды с интервалом в 1 минуту, фиксируя уровень шума (рис. 2).

После завершения замеров брюшную полость промывали физиологическим раствором, рану ушивали послойно. Обрабатывали кожные швы раствором бриллиантовой зелени.

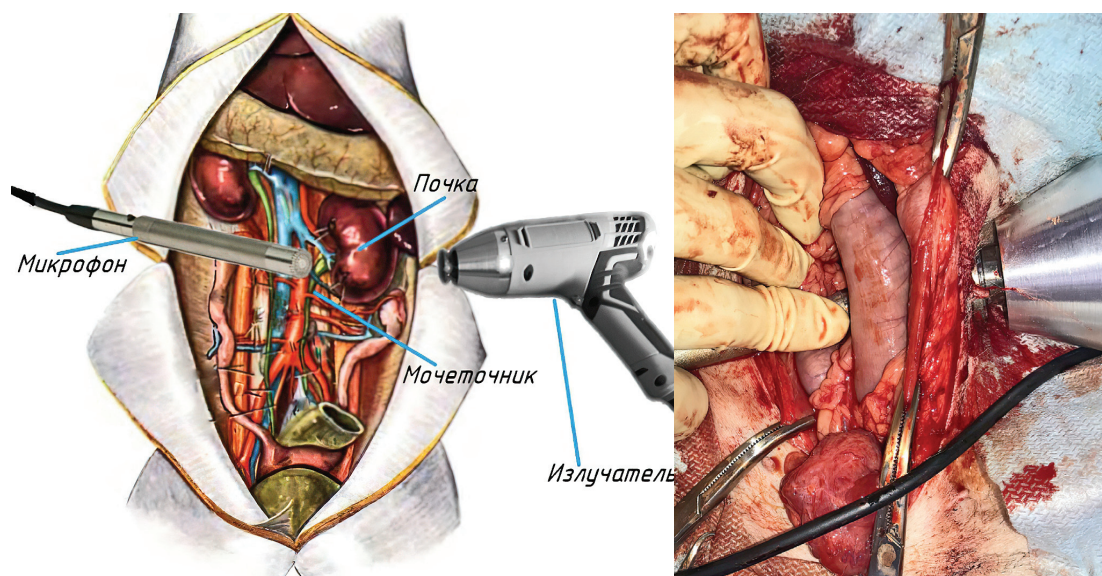


Рисунок 2. Схема эксперимента
Figure 2. Experiment scheme

Звуковая волна, распространяющаяся с поверхности тела животного, проходит через несколько слоёв тканей, разнородных по своей плотности и ультразвуковой проводимости (кожа и её придатки, подкожно-жировой слой, мышцы, фасции, полые и паренхиматозные органы и т.д.). Проходя через границу раздела сред, ультразвуковая волна изменяет свою интенсивность, т.к. часть энергии ультразвуковой волны проходит в нижележащий слой, а часть отражается в противоположном направлении (рис. 3.)

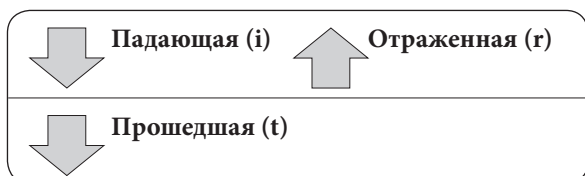


Рисунок 3. Схема прохождения и отражения звуковой волны на границе раздела сред
Figure 3. Scheme of sonotransmission at the interface between media

Исходя из анатомо-физиологических особенностей на каждом из трёх уровней мочеточника (В/3, С/3, Н/3), по каждой из трёх условных топографических линий (ПП, СП, ЗП) на пути ультразвуковой волны расположены органы и ткани, приведённые в таблице 1.

Разработанный ультразвуковой прибор имеет два режима работы – импульсный и постоянный, – что отражается на количестве и способе передачи энергии, передаваемой мягким тканям.

С помощью анализатора шума измерена интенсивность ультразвуковых волн, достигающих

мочеточника в ранее обозначенных топографо-анатомических ориентирах, отдельно для импульсного и постоянного режимов работы.

Результаты

За эталонную среду распространения ультразвуковых волн в эксперименте принята дистиллированная вода. Опытным путём определена интенсивность волн, генерируемых разработанным ультразвуковым инструментом в импульсном и постоянном режимах. Получены следующие значения: Имп в воде = 120 dB, Пост в воде = 134 dB.

Измеренные параметры прохождения ультразвуковой волны через биологические среды представлены в таблицах 2 – 3.

В импульсном режиме работы для верхней трети мочеточника наибольшая интенсивность ультразвуковой волны (123,67 dB) достигается по задней аксиллярной линии.

Для средней трети мочеточника наилучшие показатели интенсивности ультразвука получены как по средней, так и задней аксиллярным линиям (115 dB), однако при выполнении трёхкратных замеров наиболее стабильные показатели достигнуты по задней аксиллярной линии.

Для нижней трети мочеточника наибольшая интенсивность ультразвука (113,67 dB) отмечена по средней аксиллярной линии.

При работе инструментом в постоянном режиме наилучшие показатели интенсивности ультразвуковой волны в проекции верхней, средней и нижней третей мочеточника достигаются по задней аксиллярной линии, составляя 118,67 dB, 117 dB и 116,67 dB соответственно (табл. 3).

Таблица 1. Органы и ткани, расположенные на пути прохождения ультразвуковой волны
Table 1. Organs and tissues located along the path of sonotransmission

	В/3 U/3	С/3 M/3	Н/3 L/3
ПП АА	кожа и придатки, подкожно-жировой слой, мышцы, брюшина, кишечник, околопочечный жир <i>skin and appendages, subcutaneous fat layer, muscles, peritoneum, intestines, perineal fat</i>	кожа и придатки, подкожно-жировой слой, мышцы, брюшина, кишечник <i>skin and appendages, subcutaneous fat layer, muscles, peritoneum, intestines</i>	кожа и придатки, подкожно-жировой слой, мышцы, брюшина, кишечник, мочевого пузыря <i>skin and appendages, subcutaneous fat layer, muscles, peritoneum, intestines, bladder</i>
СП МА	кожа и придатки, подкожно-жировой слой, мышцы, брюшина, кишечник, околопочечный жир, почка <i>skin and appendages, subcutaneous fat layer, muscles, peritoneum, intestines, perineal fat, kidney</i>	кожа и придатки, подкожно-жировой слой, мышцы, брюшина, кишечник <i>skin and appendages, subcutaneous fat layer, muscles, peritoneum, intestines</i>	кожа и придатки, подкожно-жировой слой, мышцы, брюшина, кишечник <i>skin and appendages, subcutaneous fat layer, muscles, peritoneum, intestines</i>
ЗП РА	кожа и придатки, подкожно-жировой слой, мышцы, околопочечный жир <i>skin and appendages, subcutaneous fat layer, muscles, perineal fat</i>	кожа и придатки, подкожно-жировой слой, мышцы <i>skin and appendages, subcutaneous fat layer, muscles</i>	кожа и придатки, подкожно-жировой слой, мышцы, кости таза, брюшина, кишечник <i>skin and appendages, subcutaneous fat layer, muscles, pelvic bones, peritoneum, intestines</i>

Примечание: В/3 – верхняя треть мочеточника; С/3 – средняя треть мочеточника; Н/3 – нижняя треть мочеточника; ПП – передняя подмышечная линия; СП – средняя подмышечная линия; ЗП – задняя подмышечная линия.

Note: U/3 – the ureteral upper third; M/3 – the ureteral middle third; L/3 – the ureteral lower third; AA – the anterior axillary line; MA – the middle axillary line; PA – the posterior axillary line.

Таблица 2. Интенсивность ультразвуковой волны при работе прибора в импульсном режиме
Table 2. Pulsed mode ultrasonic wave intensity

	В/3 U/3				С/3 M/3				Н/3 L/3			
	I1, dB	I2, dB	I3, dB	Icp. dB	I1, dB	I2, dB	I3, dB	Icp. dB	I1, dB	I2, dB	I3, dB	Icp. dB
ПА РА	93	107	116	105,33	92	98	103	97,67	61	70	69	66,67
СА МА	102	104	98	101,33	118	112	115	115,00	114	114	113	113,67
ЗА РА	124	123	124	123,67	115	115	115	115,00	91	92	96	93,00

Примечание: В/3 – верхняя треть мочеточника; С/3 – средняя треть мочеточника; Н/3 – нижняя треть мочеточника; ПП – передняя подмышечная линия; СП – средняя подмышечная линия; ЗП – задняя подмышечная линия.

Note: U/3 – the ureteral upper third; M/3 – the ureteral middle third; L/3 – the ureteral lower third; AA – the anterior axillary line; MA – the middle axillary line; PA – the posterior axillary line.

Таблица 3. Интенсивность ультразвуковой волны при работе прибора в постоянном режиме
Table 3. Permanent mode ultrasonic wave intensity

	В/3 U/3				С/3 M/3				Н/3 L/3			
	I1 dB	I2 dB	I3 dB	Icp. dB	I1 dB	I2 dB	I3 dB	Icp. dB	I1 dB	I2 dB	I3 dB	Icp. dB
ПА РА	108	108	107	107,67	94	94	93	93,67	110	101	118	109,67
СА МА	109	113	113	111,67	113	112	116	113,67	98	93	102	97,67
ЗА РА	121	114	121	118,67	117	117	117	117,00	118	119	113	116,67

Примечание: В/3 – верхняя треть мочеточника; С/3 – средняя треть мочеточника; Н/3 – нижняя треть мочеточника; ПП – передняя подмышечная линия; СП – средняя подмышечная линия; ЗП – задняя подмышечная линия.

Note: U/3 – the ureteral upper third; M/3 – the ureteral middle third; L/3 – the ureteral lower third; AA – the anterior axillary line; MA – the middle axillary line; PA – the posterior axillary line.

Однако при работе инструментом в постоянном режиме ввиду большого количества энергии, передаваемого излучателем, отмечен чрезмерный тепловой эффект, который привел к гипертермии и гиперемии кожного покрова животного, фасцикулярным сокращениям мышц, что потенциально может привести к термическому ожогу и непереносимости процедуры при экстраполяции результатов данного эксперимента на организм человека. При работе в импульсном режиме данных явлений не отмечено.

Обсуждение

Высокий потенциал, заложенный в использовании ультразвуковой энергии для предотвращения образования биоплёнок и отложения солевых депозитов на поверхности мочевых дренажей, продемонстрирован лишь в немногочисленных исследованиях, большая часть которых посвящена катетерам Фолея, и реализованных на экспериментальных моделях катетеризованного мочевого пузыря путём контактного воздействия [14, 15, 16]. Контактное воздействие на мочеточниковый стент значительно ограничивает применение данной технологии, тем самым определяя перспективность создания неинвазивного метода воздействия на дренаж. Однако при исследовании применение ультразвука для очистки мочеточникового стента в неинвазивном аспекте возникает неизбежная необходимость изучения влияния разнородных биологических сред на распространение ультразвуковых колебаний и связанные с этим потери эффективности излучения. Механизм ультразвуковой очистки поверхности дренажа обусловлен воздействием ударной волны, возникающей в результате кавитации пузырьков жидкости, которые проникают в щели и поры между загрязнениями и поверхность стента.

Интенсивность звука – средняя по времени

энергия, переносимая звуковой волной через единичную площадку, перпендикулярную к направлению распространения волны, в единицу времени. Поскольку в данной работе рассмотрен метод неинвазивного воздействия, прохождение ультразвуковых колебаний через границы раздела биологических сред сопровождается снижением интенсивности ультразвуковой волны, достигающей до мочеточникового стента. Полученные в результате эксперимента данные позволили определить интенсивность ультразвуковой волны на глубине установленного мочеточникового стента. Исходя из этих данных выделены оптимальные точки, для осуществления неинвазивного акустического ультразвукового воздействия с минимальной потерей интенсивности.

Полученные результаты можно соотнести с таблицей 1 и сделать вывод о том, что наилучшие параметры интенсивности достигаются в тех анатомо-топографических точках, где на пути ультразвуковой волны встречается меньшее количество границ раздела сред и отсутствуют полые органы и костные структуры.

Заключение

Применение экстракорпорального акустического воздействия ультразвуковым амплитудно-модулированным сигналом для санации мочеточниковых стентов является возможным. Безопасным режимом работы прибора является импульсный. Оптимальными точками приложения излучателя инструмента с минимальными потерями интенсивности ультразвуковой волны в экспериментальной модели являются для верхней трети и средней трети мочеточника – задняя подмышечная линия, для нижней трети – средняя подмышечная линия. Необходимы дальнейшие исследования по изучению эффективности и безопасности данного неинвазивного ультразвукового воздействия.

ЛИТЕРАТУРА

1. Ordonez M, Hwang EC, Borofsky M, Bakker CJ, Gandhi S, Dahm P. Ureteral stent versus no ureteral stent for ureteroscopy in the management of renal and ureteral calculi. *Cochrane Database Syst Rev.* 2019;2(2):CD012703. DOI: 10.1002/14651858.CD012703.pub2
2. Трусов П.В., Гусев А.А. Лечение камней почек: стандарты и инновации. *Вестник урологии.* 2019;7(2):93-111. DOI: 10.21886/2308-6424-2019-7-2-93-111
3. Zumstein V, Betschart P, Albrich WC, Buhmann MT, Ren Q, Schmid HP, Abt D. Biofilm formation on ureteral stents – Incidence, clinical impact, and prevention. *Swiss Med Wkly.* 2017;147:w14408. DOI: 10.4414/smw.2017.14408

REFERENCES

1. Ordonez M, Hwang EC, Borofsky M, Bakker CJ, Gandhi S, Dahm P. Ureteral stent versus no ureteral stent for ureteroscopy in the management of renal and ureteral calculi. *Cochrane Database Syst Rev.* 2019;2(2):CD012703. DOI: 10.1002/14651858.CD012703.pub2
2. Trusov P.V., Gusev A.A. Treatment of kidney stones: standards and innovations. *Vestnik Urologii.* 2019;7(2):93-111. (In Russ.). DOI: 10.21886/2308-6424-2019-7-2-93-111
3. Zumstein V, Betschart P, Albrich WC, Buhmann MT, Ren Q, Schmid HP, Abt D. Biofilm formation on ureteral stents – Incidence, clinical impact, and prevention. *Swiss Med Wkly.* 2017;147:w14408. DOI: 10.4414/smw.2017.14408

4. Pengfei S, Yutao L, Jie Y, Wuran W, Yi D, Hao Z, Jia W. The results of ureteral stenting after ureteroscopic lithotripsy for ureteral calculi: a systematic review and meta-analysis. *J Urol.* 2011;186(5):1904-9. DOI: 10.1016/j.juro.2011.06.066
5. El-Azizi M, Rao S, Kanchanapoom T, Khardori N. In vitro activity of vancomycin, quinupristin/dalfopristin, and linezolid against intact and disrupted biofilms of staphylococci. *Ann Clin Microbiol Antimicrob.* 2005;4:2. DOI: 10.1186/1476-0711-4-2
6. Liatsikos E, Kallidonis P, Stolzenburg JU, Karnabatidis D. Ureteral stents: past, present and future. *Expert Rev Med Devices.* 2009;6(3):313-24. DOI: 10.1586/erd.09.5
7. Коган М.И., Мойсюк Я.Г., Шкодкин С.В., Сайдулаев Д.А., Идашкин Ю.Б. Эффективность использования стентов с наноструктурным покрытием при трансплантации почки (предварительные результаты). *Урология.* 2015;1:58-6. eLIBRARY ID: 23608466
8. Cauda F, Cauda V, Fiori C, Onida B, Garrone E. Heparin coating on ureteral Double J stents prevents encrustations: an in vivo case study. *J Endourol.* 2008;22(3):465-72. DOI: 10.1089/end.2007.0218
9. Cadieux PA, Chew BH, Knudsen BE, Dejong K, Rowe E, Reid G, Denstedt JD. Triclosan loaded ureteral stents decrease proteus mirabilis 296 infection in a rabbit urinary tract infection model. *J Urol.* 2006;175(6):2331-5. DOI: 10.1016/S0022-5347(06)00252-7
10. Gultekinoglu M, Kurum B, Karahan S, Kart D, Sagioglu M, Ertaş N, Haluk Ozen A, Ulubayram K. Polyethyleneimine brushes effectively inhibit encrustation on polyurethane ureteral stents both in dynamic bioreactor and in vivo. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017;71:1166-74. DOI: 10.1016/j.msec.2016.11.125
11. John T, Rajpurkar A, Smith G, Fairfax M, Triest J. Antibiotic pretreatment of hydrogel ureteral stent. *J Endourol.* 2007;21(10):1211-6. DOI: 10.1089/end.2007.9904
12. Wang L, Yang G, Xie H, Chen F. Prospects for the research and application of biodegradable ureteral stents: from bench to bedside. *J Biomater Sci Polym Ed.* 2018;29(14):1657-66. DOI: 10.1080/09205063.2018.1498184
13. Tunney MM, Jones DS, Gorman SP. Biofilm and biofilm-related encrustation of urinary tract devices. *Methods Enzymol.* 1999;310:558-66. DOI: 10.1016/s0076-6879(99)10043-0
14. Hazan Z, Zumeris J, Jacob H, Raskin H, Kratysh G, Vishnia M, Dror N, Barliya T, Mandel M, Lavie G. Effective prevention of microbial biofilm formation on medical devices by low-energy surface acoustic waves. *Antimicrob Agents Chemother.* 2006;50(12):4144-52. DOI: 10.1128/AAC.00418-06
15. Kopel M, Degtyar E, Banin E. Surface acoustic waves increase the susceptibility of *Pseudomonas aeruginosa* biofilms to antibiotic treatment. *Biofouling.* 2011;27(7):701-10. DOI: 10.1080/08927014.2011.597051
16. Dror N, Mandel M, Hazan Z, Lavie G. Advances in microbial biofilm prevention on indwelling medical devices with emphasis on usage of acoustic energy. *Sensors (Basel).* 2009;9(4):2538-54. DOI: 10.3390/s90402538
17. Патент РФ на изобретение № 2703472/17.10.2019. Бюл. №29. Новиков А. А., Цуканов А. Ю., Ахметов Д. С. Способ неинвазивной санации мочеточниковых стентов. Доступно по: <https://edrid.ru/en/rid/219.017.d836.html> Ссылка активна на 20.08.2021
4. Pengfei S, Yutao L, Jie Y, Wuran W, Yi D, Hao Z, Jia W. The results of ureteral stenting after ureteroscopic lithotripsy for ureteral calculi: a systematic review and meta-analysis. *J Urol.* 2011;186(5):1904-9. DOI: 10.1016/j.juro.2011.06.066
5. El-Azizi M, Rao S, Kanchanapoom T, Khardori N. In vitro activity of vancomycin, quinupristin/dalfopristin, and linezolid against intact and disrupted biofilms of staphylococci. *Ann Clin Microbiol Antimicrob.* 2005;4:2. DOI: 10.1186/1476-0711-4-2
6. Liatsikos E, Kallidonis P, Stolzenburg JU, Karnabatidis D. Ureteral stents: past, present and future. *Expert Rev Med Devices.* 2009;6(3):313-24. DOI: 10.1586/erd.09.5
7. Kogan M.I., Moisyuk Ya. G., Shkodkin S.V., Saidulaev D.A., Idashkin Yu. B. Effectiveness of ureteral stents with nanostructured coating in renal transplantation (preliminary results). *Urologiia.* 2015;1:58-61. (In Russ.). eLIBRARY ID: 23608466
8. Cauda F, Cauda V, Fiori C, Onida B, Garrone E. Heparin coating on ureteral Double J stents prevents encrustations: an in vivo case study. *J Endourol.* 2008;22(3):465-72. DOI: 10.1089/end.2007.0218
9. Cadieux PA, Chew BH, Knudsen BE, Dejong K, Rowe E, Reid G, Denstedt JD. Triclosan loaded ureteral stents decrease proteus mirabilis 296 infection in a rabbit urinary tract infection model. *J Urol.* 2006;175(6):2331-5. DOI: 10.1016/S0022-5347(06)00252-7
10. Gultekinoglu M, Kurum B, Karahan S, Kart D, Sagioglu M, Ertaş N, Haluk Ozen A, Ulubayram K. Polyethyleneimine brushes effectively inhibit encrustation on polyurethane ureteral stents both in dynamic bioreactor and in vivo. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017;71:1166-74. DOI: 10.1016/j.msec.2016.11.125
11. John T, Rajpurkar A, Smith G, Fairfax M, Triest J. Antibiotic pretreatment of hydrogel ureteral stent. *J Endourol.* 2007;21(10):1211-6. DOI: 10.1089/end.2007.9904
12. Wang L, Yang G, Xie H, Chen F. Prospects for the research and application of biodegradable ureteral stents: from bench to bedside. *J Biomater Sci Polym Ed.* 2018;29(14):1657-66. DOI: 10.1080/09205063.2018.1498184
13. Tunney MM, Jones DS, Gorman SP. Biofilm and biofilm-related encrustation of urinary tract devices. *Methods Enzymol.* 1999;310:558-66. DOI: 10.1016/s0076-6879(99)10043-0
14. Hazan Z, Zumeris J, Jacob H, Raskin H, Kratysh G, Vishnia M, Dror N, Barliya T, Mandel M, Lavie G. Effective prevention of microbial biofilm formation on medical devices by low-energy surface acoustic waves. *Antimicrob Agents Chemother.* 2006;50(12):4144-52. DOI: 10.1128/AAC.00418-06
15. Kopel M, Degtyar E, Banin E. Surface acoustic waves increase the susceptibility of *Pseudomonas aeruginosa* biofilms to antibiotic treatment. *Biofouling.* 2011;27(7):701-10. DOI: 10.1080/08927014.2011.597051
16. Dror N, Mandel M, Hazan Z, Lavie G. Advances in microbial biofilm prevention on indwelling medical devices with emphasis on usage of acoustic energy. *Sensors (Basel).* 2009;9(4):2538-54. DOI: 10.3390/s90402538
17. Patent RF na izobretenie № 2703472/17.10.2019. Bjul. №29. Novikov A. A., Tsukanov A. Yu., Akhmetov D. S. Method of non-invasive sanitation of ureteral stents (In Russ.). Available at: <https://edrid.ru/en/rid/219.017.d836.html> Accessed August 20, 2021

Сведения об авторах

Антон Юрьевич Цуканов – докт. мед. наук, профессор; заведующий кафедрой хирургических болезней и урологии ФГБОУ ВО ОмГМУ Минздрава России
г. Омск, Россия
ORCID iD 0000-0002-3497-5856
e-mail: autt@mail.ru

Данияр Сарсенбаевич Ахметов – аспирант кафедры хирургических болезней и урологии ФГБОУ ВО ОмГМУ Минздрава России
г. Омск, Россия
ORCID iD 0000-0002-4497-5024
e-mail: dsahmetov99@gmail.com

Алексей Алексеевич Новиков – докт. тех. наук, профессор кафедры машиностроения и материаловедения ФГБОУ ВО «Омский государственный технический университет»
г. Омск, Россия
ORCID iD 0000-0003-3691-3234
e-mail: yarus952@mail.ru

Дмитрий Анатольевич Негров – канд. тех. наук, доцент кафедры машиностроения и материаловедения ФГБОУ ВО «Омский государственный технический университет»
г. Омск, Россия
ORCID iD 0000-0002-5713-5470
e-mail: negrov_d_a@mail.ru

Александра Рустамовна Путинцева – аспирант кафедры машиностроения и материаловедения ФГБОУ ВО «Омский государственный технический университет»
г. Омск, Россия
ORCID iD 0000-0001-9475-6412
e-mail: asya.mulyukova@mail.ru

София Павловна Семикина – клинический ординатор кафедры хирургических болезней и урологии ФГБОУ ВО ОмГМУ Минздрава России
г. Омск, Россия
ORCID iD 0000-0003-0805-6810
e-mail: semikina9595@mail.ru

Information about the authors

Anton Yu. Tsukanov – M.D., Dr.Sc.(M), Full Prof.; Head, Dept. of Surgery and Urology, Omsk State Medical University
Omsk, Russian Federation
ORCID iD 0000-0002-3497-5856
e-mail: autt@mail.ru

Daniyar S. Akhmetov – M.D.; Postgraduate Student, Head, Dept. of Surgery and Urology, Omsk State Medical University
Omsk, Russian Federation
ORCID iD 0000-0002-4497-5024
e-mail: dsahmetov99@gmail.com

Aleksei A. Novikov – Dr.Sc.(Tech.); Prof., Dept. of Mechanical Engineering and Materials Science, Omsk State Technical University
Omsk, Russian Federation
ORCID iD 0000-0003-3691-3234
e-mail: yarus952@mail.ru

Dmitry A. Negrov – Cand.Sc.(Tech.); Assist.Prof., Dept. of Mechanical Engineering and Materials Science, Omsk State Technical University
Omsk, Russian Federation
ORCID iD 0000-0002-5713-5470
e-mail: negrov_d_a@mail.ru

Aleksandra R. Putinceva – Postgraduate Student, Dept. of Mechanical Engineering and Materials Science, Omsk State Technical University
Omsk, Russian Federation
ORCID iD 0000-0001-9475-6412
e-mail: asya.mulyukova@mail.ru

Sofija P. Semikina – Resident, Dept. of Surgery and Urology, Omsk State Medical University
Omsk, Russian Federation
ORCID iD 0000-0003-0805-6810
e-mail: semikina9595@mail.ru