

10. Руцкий В.В., Филев Л.В., Мальцев С.И., Тихилов Р.М. Влияние электростатического поля электретов (ЭСРЭ) на рост фибробластов и энхондральный остеогенез // Ортопедия, травматология, протезирование. 1990. № 6. С. 21-25.
11. Корецкий В.В. Применение наkostных фиксаторов с электретным покрытием при лечении замедленной консолидации и ложных суставов длинных трубчатых костей / Дис. ... канд. мед. наук. – М., 1998. 165 с.
12. Моргунов М.С., Нетунский И.В., Орлов В.М., Хомутов В.П. Имплантаты с электретным покрытием из анодного оксида тантала и полимера // Материаловедение. 2012. № 7. С. 26-30.
13. Александрова О.И. с соавт. Влияние электрического поля электрета на жизнеспособность клеток различной дифференцировки / Тезисы докладов Второй российской конференции с международным участием «Физика – наукам о жизни». ФТИ им. А.Ф. Иоффе, 2017. С. 98.
14. Нелин Н.И., Хомутов В.П., Моргунов М.С. Особенности электрогенеза при асептическом некрозе головки бедренной кости в эксперименте / Сборник работ травматологического форума «Актуальные вопросы травматологии-ортопедии Сибири и Дальнего Востока». Красноярск, 17-18 ноября 2017. – М.: Эко-Пресс, 2017. С. 111-117.
15. Линник С.А., Хомутов В.П. Исследование эффективности электростатического поля в лечении остеоартроза // Русский медицинский журнал. Ревматология. 2017. № 1. С. 2-5.
16. Моргунов М.С., Сейсян Е.Л. Природа неравновесного заряда анодных оксидов тантала и алюминия в электретном состоянии // ФТТ. 1987. Т. 29. № 4. С. 1244-1246.
17. Моргунов М.С., Ханин С.Д. Восстановление поверхностного потенциала аморфного оксида тантала // ФТТ. 1984. Т. 26. № 12. С. 3545-3547.
18. Брыксин В.В. с соавт. Релаксация поляризованного состояния в аморфных оксидах Ta_2O_5 // ФТТ. 1991. Т. 33. № 7. С. 2031-2039.
19. Юнг Л. Анодные оксидные пленки. – Л.: Энергия, 1967. 230 с.
20. Зудова Л.А. Фотодеполяризация анодных окисных пленок // Известия ВУЗов. Физика. 1977. № 1. С. 70-73.

Михаил Самуилович Моргунов,
 канд. физ.-мат. наук,
 директор по научно-техническим вопросам,
 ООО «Медэл»,
 Владимир Владимирович Кузнецов,
 д-р физ.-мат. наук., профессор,
 кафедра физической химии,
 Санкт-Петербургский государственный
 электротехнический университет,
 Максим Владимирович Еришов,
 инженер-технолог,
 ООО «Медэл»,
 г. Санкт-Петербург,
 e-mail: morgunov.medel@gmail.com

А.А. Новиков, А.Ю. Цуканов, Д.С. Ахметов, Р.Ф. Мустафаев, А.Р. Мулюкова

Неинвазивная ультразвуковая санация стентов при дренировании верхних мочевыводящих путей

Аннотация

В результате проведенных исследований по повышению эффективности санации стентов от нежелательных эффектов внутреннего дренирования, в частности инкрустации, предложен метод неинвазивного ультразвукового воздействия и разработана аппаратура, обеспечивающая эффективную санацию мочеточниковых стентов. Показано, что ультразвуковое озвучивание над проекцией мочеточникового стента является дешевым, эффективным и безопасным способом уменьшения солевой обструкции, который может быть рекомендован к применению в составе комплекса лечебных мероприятий, направленных на профилактику обструктивного пиелонефрита.

Внутреннее дренирование верхних мочевыводящих путей давно и с успехом используется в урологии [1], [2]. Оно рекомендовано по завершении различных эндоурологических вмешательств, при выполнении различных реконструктивно-пластических вмешательств на мочеточнике, лоханочно-мочеточниковом сегменте [3]. Преимущества этого вида дренирования очевидны: малая инвазивность, отсутствие обязательного рутинного рентген- и ультразвукового контроля, отсутствие наружного дренажа у пациента значительно снижают риск инфекционных осложнений, повышают качество его жизни. В урологической клинике Омской государственной медицинской академии на базе Омской областной клинической больницы только за 5 лет, с 2009 по 2013 год, было выполнено 759 стентирований мочеточников, причем частота этих вмешательств возрастает с каждым годом: 2009 г. – 51, 2010 г. – 103, 2011 г. – 155, 2012 г. – 214, 2013 г. – 236. Продолжительность и эффективность функционирования стентов определяются длительностью поддержания их просвета.

С другой стороны, накопленный опыт выявил и не менее очевидные проблемы применения внутренних стентов верхних мочевыводящих путей, главными из которых являются обструкция стента и инфекция. Одной из основных причин, лежащих в основе этих двух осложнений, является отложение солей на внут-

ренней и внешней поверхностях стента, образование биопленок между поверхностью стента и слизистой мочеточника [4]-[6]. Эти два феномена взаимообуславливают и взаимоотягощают друг друга. Адгезия солей магния и аммония приводит к обструкции стента в 50...74 % [4]. Колонизация полиуретановых стентов, вне корреляционной зависимости от факта выявления урокультуры до стентирования, происходит в первые часы-сутки с момента установки [7], [8]. В большинстве случаев со стента выделяют микст-инфекцию, обладающую высокой способностью к образованию биопленок. Биопленок в биопленке приводит к седиментации мочевых солей на белковой матрице. Таким образом, формируется порочный круг.

В исследованиях по изучению биосовместимости материалов, используемых для мочеточниковых стентов, установлено, что резистентность к инкрустации прямо пропорциональна устойчивости их поверхности к образованию на ней биопленок.

Известны попытки нивелировать эти негативные эффекты использованием металлических стентов, различных покрытий, наносимых на стент [9], [10], но проблема все еще далека от окончательного решения.

Цель исследования – оценить эффективность применения нового метода неинвазивного ультразвукового воздействия в

проекции стента при дренировании верхних мочевыводящих путей, а также используемого при этом модифицированного ультразвукового аппарата «Ярус».

Материал и методы

Для оценки эффективности предложенного метода неинвазивной санации была разработана специальная аппаратура на базе разрешенного к применению в медицинской практике ультразвукового аппарата «Ярус-У» (ОАО «ЦКБА», г. Омск).

Необходимость доработки аппарата была определена следующими особенностями его применения в данном медико-технологическом процессе:

- условием неинвазивности процесса, что определяет задачу обеспечения эффективности воздействия в глубине гетерогенной среды;
- условием снижения теплового эффекта воздействия на поверхности кожного покрова, поскольку предыдущее условие требует, с одной стороны, значительного повышения амплитуды ультразвуковых колебаний на рабочем торце инструмента, а с другой стороны – существенного повышения площади рабочей поверхности ультразвукового инструмента.

Первая особенность требует учета эффекта затухания акустических колебаний при их распространении по биотканям, и здесь необходимо учитывать как коэффициенты затухания разных типов тканей, так и специфику распространения акустических волн – и в первую очередь квадратичную зависимость затухания от частоты. Поэтому представляется рациональным выбор наиболее низкой несущей частоты из разрешенных к применению. Поэтому, если первые эксперименты проводились на частотах 40...42 кГц, то в дальнейшем, для повышения эффективности процесса, частота ультразвукового воздействия была снижена до 26 кГц.

С другой стороны, для обеспечения компромисса между противоречивыми требованиями вышеперечисленных условий было предложено использовать для питания ультразвукового излучателя амплитудно-модулированный сигнал, приближенный к импульсному режиму работы. Для упрощения процесса доработки аппарата была принята частота модуляции, кратная частоте сетевого питающего напряжения в 50 Гц. Такой режим работы обеспечивает возможность, с одной стороны, повысить пиковую амплитуду ультразвуковых колебаний почти в 1,5 раза, а с другой – обеспечить снижение теплового поверхностного эффекта при работе излучателя на кожный покров.

Особенность такого типа сигнала в том, что за счет комплексного эффекта двухчастотного воздействия, с одной стороны, обеспечивается глубокое проникновение его даже в неоднородную гетерогенную среду с незначительными отражениями и затуханием на границах сред, а с другой стороны, высокочастотная составляющая препятствует или существенно затрудняет образование биопленок на поверхностях стента, что значительно повышает их резистентность к инкрустации солей.

На *рис. 1* представлена функциональная схема устройства, позволяющая реализовать такой режим работы аппарата в целом.

Как следует из представленной схемы, амплитудная модуляция выходного сигнала генератора обеспечивается по цепи питания высокочастотного генератора за счет запитывания его от обычного однополупериодного выпрямителя на диоде VD1. Благодаря дополнительному переключателю S1-1 в режиме работы 1 силовой выпрямитель и сглаживающий фильтр L1C1 отключаются и питающее напряжение поступает на вход высокочастотного инвертора через диод VD1. Одновременно срабатывающий переключатель S1-2 переводит выходной вы-

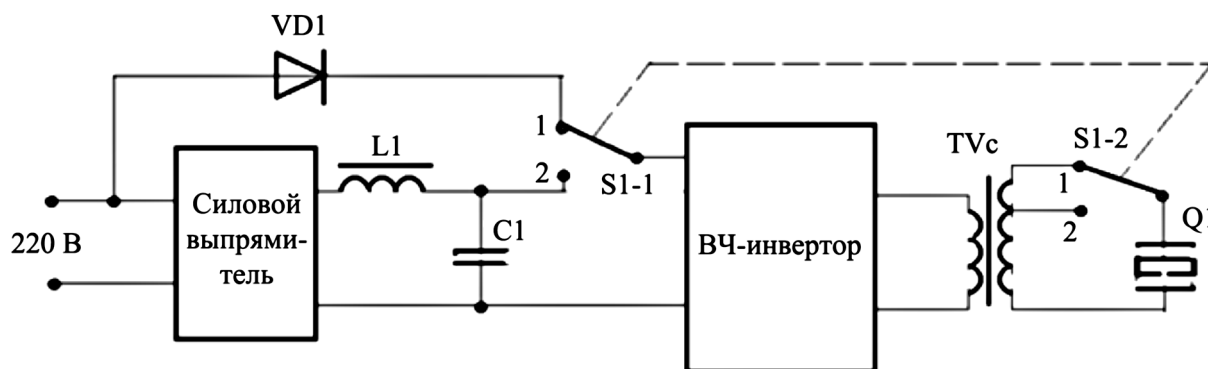


Рис. 1. Функциональная схема аппарата «Ярус-У»



Рис. 2. Излучатель аппарата «Ярус-У»

сокочастотный трансформатор в режим повышенной мощности, обеспечивая тем самым на пиках питающего напряжения увеличение амплитуды колебаний рабочего торца ультразвукового инструмента по сравнению с непрерывным режимом работы генератора.

От стандартного генератора для травматологического аппарата «Ярус» предлагаемый отличается дополнительным переключателем режимов работы «Имп. – Непр.», выведенным на заднюю панель генератора.

Конструктивно излучатель, так же как и в аппарате «Ярус», размещен в корпусе типа «пистолет» как наиболее удобном для формирования неинвазивного воздействия в произвольных областях поверхности тела. В соответствии с предложенным способом воздействия оно осуществляется с поверхности тела над проекцией мочеточникового стента. Поскольку нет необходимости в получении высокой амплитуды колебаний рабочего торца ультразвукового излучателя, то для обеспечения безопасного применения аппарата, с точки зрения поверхностного тепловыделения, дополнительное усиление амплитуды колебаний не используется. Рабочий торец излучателя представляет собой относительно тонкий диск со сглаженными краями.

Поскольку при увеличении площади рабочей поверхности инструмента потребуется пропорциональное увеличение мощности ультразвукового генератора для обеспечения необходимой амплитуды воздействия, то при максимальном диаметре стента 10...15 мм и знании лечащего врача о месте его установки выбранный размер диска в 30 мм представляется наиболее рациональным. Такое значение позволяет не перегружать излучатель, с одной стороны [11], [12], и не требует точной установки рабочего торца по отношению к проекции стента на поверхностный участок тела, с другой стороны.

Внешний вид излучателя показан на рис. 2.

С использованием разработанного оборудования были проведены исследования по оценке эффективности ультразвукового воздействия на стент мочеточника с позиции профилактики атаки пиелонефрита.

Было произведено стентирование 30 пациентам по поводу конкрементов в верхних мочевыводящих путях после их удаления с целью дренирования мочеточниковыми стентами типа двойной «pigtail» диаметром 6 Ch. Продолжительность дренирования у всех пациентов – 4 недели.

На 7-е, 14-е, 21-е и 28-е сутки контролировали лабораторные показатели крови и мочи, выполняли УЗИ мочевыводящих путей, бактериологическое исследование мочи.

Статистическая обработка была произведена с использованием непараметрических критериев с применением пакета программы Statistica 6.0.

Пациенты были рандомизированы на 2 группы по 15 пациентов:

- группа 1 (основная) – стандартная терапия (уроантисептики, фитотерапия) в сочетании с ультразвуковым воздействием на проекцию стента. С помощью аппарата «Ярус-У» производилось озвучивание над проекцией стента в течение 15 мин 3 раза в неделю. Физические характеристики ультразвукового воздействия: частота – 26 кГц, мощность –

100...150 Вт, максимальная амплитуда в пике амплитудно-модулированного сигнала – 20 мкм;

- группа 2 (контрольная) – стандартная терапия (уроантисептики, фитотерапия).

Результаты и обсуждение

На 7-е сутки после стентирования не выявлено инфекции мочевыводящих путей и воспалительных изменений в анализах мочи (табл. 1). Выраженность гематурии в группе 1 составила $(11,3 \pm 2,5) \times 10^3/\text{мл}$, $(3,7 \pm 1,3) \times 10^3/\text{мл}$; в группе 2 была $(10,1 \pm 1,9) \times 10^3/\text{мл}$ и $(5,2 \pm 1,2) \times 10^3/\text{мл}$ соответственно ($p > 0,05$ в обоих случаях). В обеих группах в моче обнаружены кристаллы солей в небольшом количестве.

Бактериурия на этом сроке у пациентов не зарегистрирована. Незначительная дилатация ЧЛС обусловлена рефлюксом по стенту. Переднезадний размер лоханки в основной группе составил $(17,5 \pm 3,2)$ мм, в контрольной группе $(18,7 \pm 4,5)$ мм ($p > 0,05$). Показатели почечной гемодинамики не различались.

К концу 4-й недели обнаружено сохранение гематурии в основной $(12,2 \pm 2,3) \times 10^3/\text{мл}$ и контрольной $(9,8 \pm 4,2) \times 10^3/\text{мл}$ группах с тенденцией к более низкому уровню в контрольной группе ($p < 0,07$). Однако обнаружена прогрессия лейкоцитурii в контрольной группе $(15,8 \pm 5,6) \times 10^3/\text{мл}$ ($p < 0,05$ в динамике; $p < 0,01$ vs группа 1), в то время как в основной группе количество лейкоцитов в моче было близко к нормальным цифрам $(5,4 \pm 2,1) \times 10^3/\text{мл}$. Кристаллы солей в анализах мочи у пациентов основной группы обнаруживались в значительно большем количестве, чем у пациентов из группы контроля.

Бактериурия зарегистрирована у четырех пациентов из контрольной группы и у одного пациента из основной. Дилатация ЧЛС к 4-й неделе исследования увеличилась в контрольной группе и составила $(22,3 \pm 3,1)$ мм по сравнению с основной $(16,7 \pm 2,8)$ мм ($p < 0,06$). Однако имеющаяся степень расширения может быть объяснена как ухудшением дренажной функции стента, так и рефлюксом мочи.

Побочных эффектов от ультразвуковой терапии не наблюдалось ни у одного пациента.

Заключение

Предложенный метод неинвазивной ультразвуковой санации мочеточниковых стентов путем воздействия в проекции стента при дренировании верхних мочевыводящих путей является эффективным и безопасным способом снижения риска инфекционных осложнений, вызванных внутренним дренированием.

Список литературы:

1. Trapeznikova M.F., Dutov V.V., Rumyantsev A.A. et al. Choice of urinary tract drainage in different age groups of patients with urolithiasis // Urologia. 2011. № 2. PP. 3-7.
2. Kogan M.I., Shkodkin S.V., Idashkin Yu.B. et al. Evaluation of kidney drainage methods // Urologia. 2015. № 1. PP. 94-99.
3. Wilson C.H., Rix D.A., Manas D.M. Routine intraoperative ureteric stenting for kidney transplant recipients / Cochrane Database Syst. Rev. 2013. № 6. CD004925.

Таблица 1

Результаты обследования пациентов

	Сроки проведения исследования, сутки							
	7		14		21		28	
Группа	Группа 1	Группа 2	Группа 1	Группа 2	Группа 1	Группа 2	Группа 1	Группа 2
Исследование								
ОАК	Норма	Норма	Норма	Норма	Норма	Норма	Норма	Норма
ОАМ:								
Эритроциты, $\times 10^3/\text{мл}$	$11,3 \pm 2,5$	$10,1 \pm 1,9$	$9,4 \pm 2,1$	$11,9 \pm 1,7$	$13,1 \pm 2,7$	$10,6 \pm 1,3$	$12,2 \pm 2,3$	$9,8 \pm 4,2$
Лейкоциты, $\times 10^3/\text{мл}$	$3,7 \pm 1,3$	$5,2 \pm 1,2$	$4,9 \pm 1,1$	$8,7 \pm 2,4$	$5,2 \pm 1,5$	$11,6 \pm 4,2$	$5,4 \pm 2,1$	$15,8 \pm 5,6$
Кристаллы	++	++	+++	+	++++	++	+++	++
УЗИ, мм	$17,5 \pm 3,2$	$18,7 \pm 4,5$	$16,2 \pm 3,6$	$20,7 \pm 3,7$	$18,5 \pm 3,8$	$19,9 \pm 4,4$	$16,7 \pm 2,8$	$22,3 \pm 3,1$

4. *Liatsikos E.N., Karnabatidis D., Katsanos K. et al.* Ureteral metal stents: 10-year experience with malignant ureteral obstruction treatment // *J. Urol.* 2009. № 182. PP. 2613-2617.
5. *Vanderbrink B.A., Rastinehad A.R., Ost M.C. et al.* Encrusted urinary stents: Evaluation and endourologic management // *J. Endourol.* 2008. № 22. PP. 905-912.
6. *Venkatesan N., Shroff S., Jeyachandran K. et al.* Effect of uropathogens on in vitro encrustation of polyurethane double J ureteral stents // *Urol. Res.* 2011. № 39. PP. 29-37.
7. *Chatterjee S., Maiti P., Dey R. et al.* Biofilms on indwelling urologic devices: Microbes and antimicrobial management prospect // *Ann. Med. Health Sci. Res.* 2014. № 4. PP. 100-104.
8. *Kliš R., Szymkowiak S., Madej A. et al.* Rate of positive urine culture and double-J catheters colonization on the basis of microorganism DNA analysis // *Cent. European J. Urol.* 2014. № 67. PP. 81-85.
9. *Kogan M.I., Moisyuk Ja. G., Shkodkin S.V. et al.* Effectiveness of ureteral stents with nanostructured coating in renal transplantation (preliminary results) // *Urologiia.* 2015. № 1. PP. 58-61.
10. *Mytlygashev M.P., Boyandin A.N., Shumilova A.A., Kapsargin F.P. et al.* The study of effectiveness of polyhydroxyalkanoates based biodegradable stents in ureteropelvic segment pyeloplasty // *Urologiia.* 2017. № 1. PP. 16-22.
11. *Prokic M.* Piezoelectric transducers modeling and characterization / MP Interconsulting. Le Locle, Switzerland, 2004. 186 p.
12. *Ультразвуковые преобразователи / Под. ред. Е. Кикучи.* – М.: МИР, 1972. 424 с.

Алексей Алексеевич Новиков,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра «Машиностроение
и материаловедение»,
Антон Юрьевич Цуканов,
д-р мед. наук, профессор,
Данияр Сарсенбаевич Ахметов,
клинический ординатор,
Руслан Фикрат-оглы Мустафаев,
клинический ординатор,
кафедра хирургических
болезней и урологии ДПО,
ФГБОУ ВО «Омский государственный
медицинский университет»,
Минздрава России,
Александра Рустамовна Мулюкова,
магистрант,
кафедра «Машиностроение и материаловедение»,
ФГБОУ ВО «Омский государственный
технический университет»
Минобразования России,
г. Омск,
e-mail: yarus952@mail.ru

Л. Ли, Ю.Д. Сытник, Ф.А. Губарев, Я.С. Пеккер

Оценка свертываемости крови по корреляционным характеристикам лазерных спекл-изображений

Аннотация

Приводятся результаты исследования процесса свертывания плазмы крови методом корреляции лазерных спекл-изображений. Проведена сравнительная оценка результатов измерений времени свертывания с использованием промышленного коагулометра «Минилаб 701» и предложенным методом для различных объемов пробы. Показано, что метод корреляции лазерных спекл-изображений не уступает в точности измерения времени свертывания и позволяет производить исследования с пробами значительно меньшего объема.

Введение

Оценка параметров гемостаза в реальном времени по-прежнему остается актуальной задачей, несмотря на большое количество существующих методов и средств измерений. К настоящему времени разработано несколько методов наблюдения и измерения физических характеристик, которыми сопровождается процесс свертывания, например вязкости крови [1]-[4], поверхностного натяжения [5], электропроводности [6]. Чрезвычайно важным фактором, влияющим на качество оценки параметров гемостаза, для всех использующихся методов измерения является непосредственный контакт измерительного преобразователя с пробой, что в итоге приводит к искажению естественного процесса свертывания и часто неконтролируемой методической ошибке. Поскольку кровь является частично прозрачной средой с флуктуирующим в пространстве показателем преломления, это дает основание для использования оптических методов в целях оценки процесса свертывания без контакта первичного преобразователя с пробой. При пропускании когерентного излучения через такую среду возникают спекл-изображения [7], [8]. Перспективным бесконтактным методом оценки параметров свертываемости крови является метод, основанный на анализе спекл-изображений, формируемых при прохождении низкоинтенсивного лазерного излучения через пробу плазмы или цельной крови [9]-[11]. При

этом изменение спекл-изображений характеризует изменение структуры пробы в процессе свертывания.

На практике заболевания системы гемостаза характеризуются четырьмя индексами: протромбиновое время (ПВ), тромбиновое время (ТВ), активированное частичное тромбопластиновое время (АЧТВ) и концентрация фибриногена. Широко распространенные анализаторы времени свертывания крови основаны на определении скорости возвращения металлического шарика или измерении интенсивности рассеянного света. В рассматриваемой работе используется метод корреляции лазерных спекл-изображений для измерения протромбинового времени. Метод основан на определении времени, когда изменение спекл-изображений становится минимальным.

Материалы и методы

В работе использовались плазма и реагент «Техпластин» в виде порошка производства фирмы «Технология стандарт» (Россия) с определенным временем свертывания [12]. Исследовалась нормальная плазма. Техпластин представляет собой растворимый тромбопластин – кальциевый реагент из каверного мозга, стандартизированный по международному индексу чувствительности (МИЧ), – аналог кроличьего тромбопластина. Измеряемое в описываемой работе время свертывания соответствует протромбиновому времени и, со-