

ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ САНАЦИИ УРОЛОГИЧЕСКИХ КАТЕТЕРОВ ПРИ РАЗЛИЧНЫХ ТИПАХ ВОЗДЕЙСТВИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ИЗЛУЧАТЕЛЕЙ

Цель статьи — определение рациональных режимов для безопасного и эффективного ультразвукового воздействия в целях санации урологических катетеров. Показано, что применяя амплитудно-модулированный или импульсный режим питания, можно добиться повышения амплитуды, то есть улучшить качество чистки и снизить тепловыделение. В результате предложено два технических решения возбуждения ультразвукового излучателя.

Ключевые слова: ультразвук, излучатель, санация, обструкция, амплитудно-модулированный режим питания, импульсный режим питания.

Введение. На сегодняшний день рост частоты заболеваний органов мочеполовой системы и часто несвоевременное обращение пациентов приводит к неизбежному вмешательству — установке дренажей-катетеров. Урологические катетеры, являясь чужеродными объектами, становятся потенциальными очагами инфекции. Это приводит к необходимости поиска эффективных способов профилактики септических осложнений. Ведущими векторами решения данной проблемы являются: разработка новых биоинертных полимеров, нанесение различных покрытий на поверхность дренажа, создание биоразлагаемых изделий [1–7], однако эти направления в борьбе с обструкцией остаются малоэффективными.

Метод ультразвуковой санации, хорошо зарекомендовавший себя в некоторых отраслях медицины [8–12], может стать решением данной проблемы.

Урологические дренажи разделяют на внутренние (стенки мочеоточника) и наружные (нефростомические катетеры).

Таким образом, санация внутренних стенок мочеоточника представляется возможной только с поверхности тела пациента, т.е. неинвазивно, а наружных — посредством ввода ультразвукового инструмента в нефростомический катетер, т.е. инвазивно.

Параметры ультразвуковой очистки зависят от особенностей медико-технического процесса:

Для инвазивной санации такими особенностями являются:

1) обеспечение ультразвуковой кавитации в протяженном катетере малого диаметра;

2) безопасное применение аппарата с точки зрения поверхностного тепловыделения при контакте инструмента с дренажем.

Для неинвазивной санации:

3) обеспечение ультразвукового воздействия в глубине гетерогенной среды;

4) снижение теплового эффекта воздействия на поверхности кожного покрова.

Условия 1 и 3 требуют значительного повышения амплитуды ультразвуковых колебаний на рабочем торце инструмента. Также условие 3 требует учета затухания акустических колебаний при их распространении по биологическим гетерогенным средам 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 в медицине — 26 кГц. Условия 2 и 4 приводят к необходимости использовать наименьшую амплитуду — от 10 до 15 мкм.

С другой стороны, для обеспечения компромисса между противоречивыми требованиями вышеперечисленных условий, необходимо рассмотреть варианты питания ультразвукового излучателя: постоянный, амплитудно-модулированный и импульсный режимы работы.

Наиболее важным фактором для выбора питания ультразвукового излучателя служит количество тепла, выделяемое на поверхности излучателя при непосредственном контакте с телом. Электрическая мощность характеризуется как:

$$P = I^2 R, \quad (1)$$

где P — электрическая мощность; I — сила тока; R — электрическое сопротивление.

При постоянном режиме работы (рис. 1), в соответствии с законом Джоуля–Ленца, количество электрической энергии, преобразованной в тепловую энергию Q за время t :

$$Q = I^2 R t = P t, \quad (2)$$

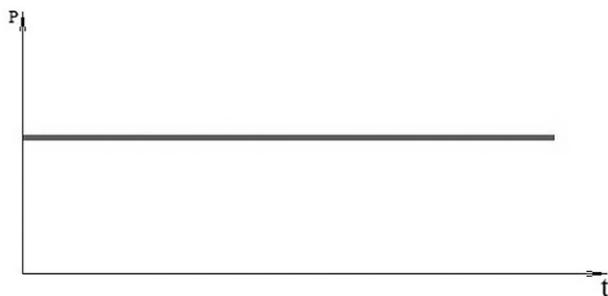


Рис. 1. Схема постоянного режима работы

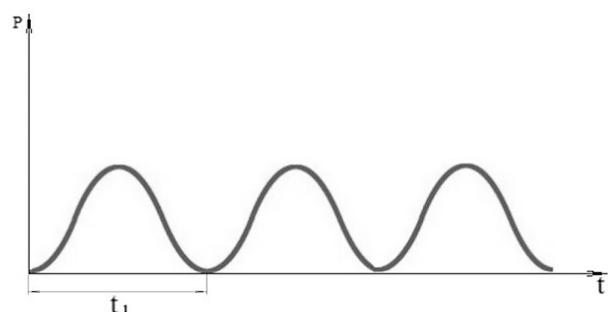


Рис. 2. Схема амплитудно-модулированного режима работы

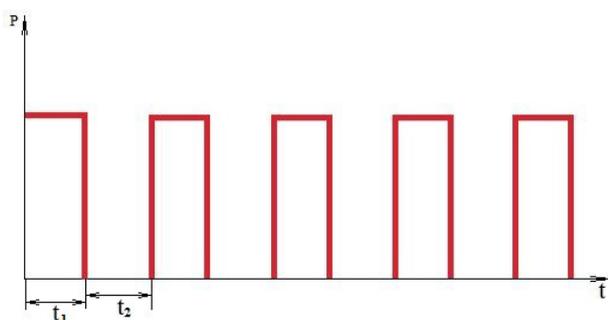


Рис. 3. Схема импульсного режима работы

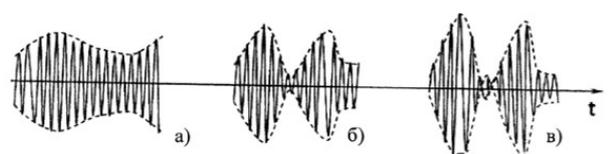


Рис. 4. Схема вариантов амплитудной модуляции несущего сигнала:
а) неполная модуляция; б) полная модуляция; в) перемодуляция

где Q — тепловая энергия; I — сила тока; t — время; R — электрическое сопротивление; P — электрическая мощность.

Таким образом, применение постоянного режима питания за короткое время может привести к повышению температуры при низких значениях пиковой амплитуды.

При амплитудно-модулированном режиме работы (рис. 2) выражение для определения количества тепловой энергии будет выглядеть следующим образом:

$$Q = \sum_0^{t_1} \sin^2 \omega t dt P \quad (3)$$

где Q — тепловая энергия; t — время; ω — угловая скорость звука; P — электрическая мощность.

При частоте модуляции 50 Гц такой режим работы обеспечит возможность повысить пиковую амплитуду ультразвуковых колебаний почти в 1,5 раза и снизить тепловой поверхностный эффект при работе излучателя на кожный покров [13].

Импульсный режим работы (рис. 3) отличается формированием высокочастотных пачек сигнала, создающих ударно-импульсное волновое воздействие. Количество тепловой энергии будет иметь вид:

$$Q = P \sum t_1, \quad (4)$$

где Q — тепловая энергия; P — электрическая мощность; t — время.

При сохранении того же уровня тепловой энергии, что и при постоянном режиме работы, импульсный режим позволяет повысить пиковую амплитуду пропорционально соотношению t_1/t_2 [14].

Таким образом, изменяя режим питания на амплитудно-модулированный или импульсный, можно добиться повышения амплитуды, т.е. улучшить качество чистки и снизить тепловыделение.

Для реализации предложенных режимов питания были разработаны генераторы для амплитудно-модулированного и импульсного воздействия.

Генератор для амплитудно-модулированного ультразвукового воздействия. Особенность амплитудно-модулированного сигнала в комплексном эффекте двухчастотного воздействия. С одной стороны, обеспечивается глубокое проникновение сигнала даже в неоднородную гетерогенную среду с незначительными отражениями и затуханием на границах сред. С другой стороны, высокочастотная составляющая препятствует или, по крайней мере, существенно затрудняет, образование биопленок на поверхностях катетеров, что значительно повышает их резистентность к инкрустации. Схема вариантов амплитудной модуляции несущего сигнала показана на рис. 4. Генератор амплитудно-модулированного ультразвукового воздействия (рис. 5) состоит из силового выпрямителя, фильтра и высокочастотного инвертора с выходным трансформатором, диода, сдвоенного переключателя и дополнительной обмотки выходного трансформатора.

Описанное устройство функционирует следующим образом: амплитудная модуляция выходного сигнала генератора обеспечивается по цепи питания высокочастотного генератора за счет запитывания его от обычного однополупериодного выпрямителя на диоде 2. Благодаря дополнительному переключателю 5 в режиме работы 1, силовой выпрямитель и сглаживающий фильтр 3-4 отключаются, и питающее напряжение поступает на вход высокочастотного инвертора 6 через диод 2. Одновременно срабатывающий переключатель 8 переводит выходной высокочастотный трансформатор в режим повышенной мощности, обеспечивая тем самым на пиках питающего напряжения увеличенные амплитуды колебаний рабочего торца ультразвукового инструмента по сравнению с непрерывным режимом работы генератора [13].

Техническое решение для генератора амплитудно-модулированного воздействия неопределенно в плане формирования выходных импульсов.

Сложность ситуации в том, что формирование фронта и спада высокочастотной пачки импульсов связано с переходными процессами включения

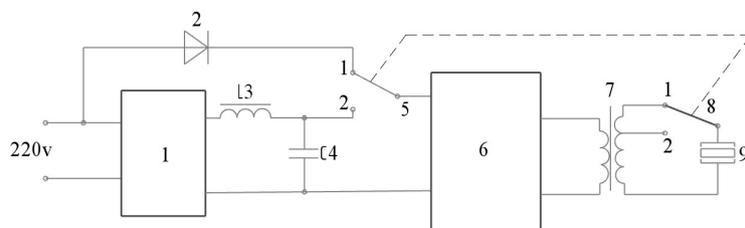


Рис. 5. Функциональная схема устройства для амплитудно-модулированного ультразвукового воздействия:
 1 — силовой выпрямитель; 2 — диод; L3 — катушка индуктивности,
 C4 — конденсатор; 5 — переключатель; 6 — высокочастотный инвертор;
 7 — выходной трансформатор;
 7 (1-2) — дополнительная обмотка трансформатора;
 8 — переключатель; 9 — пьезокерамический излучатель

и выключения излучателя. Поскольку добротность ультразвукового излучателя достаточно высока, общее время выхода системы на резонансный режим оказывается слишком большим, поскольку в него входит и время включения и выхода на рабочую частоту задающего генератора и время выхода на рабочий режим системы автоподстройки частоты.

Генератор для импульсного ультразвукового воздействия. Решением проблемы скорости формирования фронта и спада высокочастотной пачки импульсов устройства может стать снабжение устройства генератором импульсов с независимой регулировкой длительности импульса и паузы, ключом переменного тока, оптронным транзистором, высокочастотным выпрямителем и дополнительной обмоткой выходного трансформатора (рис. 6).

При подаче питающего напряжения на силовой выпрямитель 1 постоянное напряжение поступает на вход инвертора 2. Работающий инвертор 2 формирует высокочастотное напряжение на выходном трансформаторе 3. Выходное высокочастотное напряжение с дополнительной обмотки 4 трансформатора 3 поступает на вход высокочастотного выпрямителя 9, с выхода которого уже выпрямленное постоянное напряжение поступает через оптронный транзистор 8 на управляющий вход ключа переменного тока 7. Пока на светодиод оптронного транзистора 8 напряжение не подано, он выключен, соответственно, выключен ключ переменного тока 7 и на пьезокерамический излучатель 6 напряжение возбуждения с основной обмотки 5 трансформатора 3 не поступает. При включении генератора импульсов с независимой регулировкой длительности импульса и паузы 10, он формирует прямоугольные импульсы, которые, поступая на светодиод оптронного транзистора 8, обеспечивают его отпирание, и поступление импульсов выходного напряжения высокочастотного выпрямителя 9 на управляющий вход ключа переменного тока 7. В результате, на контактах пьезокерамического излучателя 6 формируются волновые акустические пакеты (рис. 7) с заданным периодом повторения, обеспечивающие возбуждение излучателя 6, что приводит к формированию на рабочем торце инструмента пакета акустических волн заданной амплитуды, который при контактом воздействии на поверхность очага заболевания осуществляет необходимое ударно-волновое воздействие.

Поскольку формирование высокочастотной пачки сигнала возбуждения пьезокерамического излучателя осуществляется уже при работающем

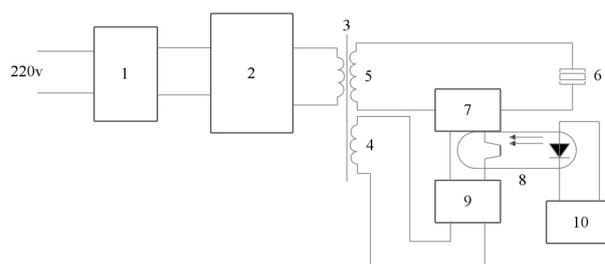


Рис. 6. Функциональная схема устройства для импульсного ультразвукового воздействия:
 1 — силовой выпрямитель; 2 — высокочастотный инвертор;
 3 — выходной трансформатор;
 4 — дополнительная обмотка выходного трансформатора;
 5 — основная обмотка выходного трансформатора;
 6 — пьезокерамический излучатель;
 7 — ключ переменного тока; 8 — оптронный транзистор;
 9 — высокочастотный выпрямитель;
 10 — генератор импульсов с независимой регулировкой длительности импульса и паузы

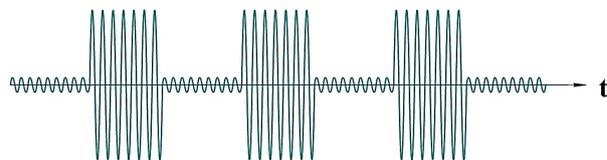


Рис. 7. Схема импульсного сигнала

задающем генераторе, то переходные процессы включения и выключения генератора исключаются, а перенос места формирования пачки высокочастотных колебаний на уровень вторичной обмотки высокочастотного выходного трансформатора обеспечивает минимизацию переходных процессов при подключении к ней пьезокерамического излучателя. Кроме того, использование в качестве управляющего сигнала силовым ключом переменного тока выпрямленного переменного напряжения с дополнительной обмотки силового выходного трансформатора позволяет обеспечить надежное управление ключом без дополнительного источника питания [14].

Закключение. Предложены рациональные режимы ультразвукового воздействия для безопасной и эффективной санации урологических катетеров (частота и амплитуда). Предложены два варианта возбуждения ультразвукового излучателя для повы-

шения эффективности санации урологических катетеров — амплитудно-модулированный и импульсный. Показано, что использование импульсного режима воздействия выгоднее амплитудно-модулированного за счет увеличения скорости нарастания фронта и спада формируемого выходного импульса.

Библиографический список

1. Коган М. И., Шкодкин С. В., Любушкин А. В. [и др.]. Направления и перспективы в разработке урологических стентов (обзор литературы) // Экспериментальная и клиническая урология. 2014. № 4. С. 64–71.
2. Цуканов А. Ю., Ахметов Д. С., Новиков А. А., Негров Д. А., Путинцева А. Р. Профилактика инкрустации и образования биопленок на поверхности мочеточникового стента. Часть 1 // Журнал «Экспериментальная и клиническая урология». 2020. № 3. С. 176–181. DOI: 10.29188/2222-8543-2020-12-3-176-181.
3. Barros A. A., Rita A., Duarte C. [et al.]. Bioresorbable ureteral stents from natural origin polymers // Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials. 2014. № 103 (3). P. 608–617. DOI: 10.1002/jbm.b.33237.
4. Cadieux P. A. [et al.]. Swarming of *Proteus mirabilis* over ureteral stents: a comparative assessment // Journal of Endourology. 2003. № 17 (7) P. 523–527. DOI: 10.1089/089277903769013711.
5. Cadieux P. A., Chew B.H., Nott L. [et al.]. Use of triclosaneluting ureteral stents in patients with long-term stents // Journal of Endourology. 2009. № 23 (7). P. 1187–1194. DOI: 10.1089/end.2008.0437.
6. Lange D., Elwood C. N., Choi K. [et al.]. Uropathogen interaction with the surface of urological stents using different surface properties // The Journal of Urology. 2009. № 182 (3). P. 1194–1200.
7. Pechey A., Elwood C. N., Wignall G. R. [et al.]. Anti-adhesive coating and clearance of device associated uropathogenic *Escherichia Coli* cystitis // The Journal of Urology. 2009. № 182 (4). P. 1628–1636. DOI: 10.1016/j.juro.2009.06.008.
8. Пат. № 198061 U1 Российская Федерация, МПК А 61 С 17/20. Устройство для индивидуальной гигиены полости рта / Мандик Е. В., Кашапов Р. Н., Дементьева Ю. Н. № 2019114650; заявл. 13.05.19; опубл. 16.06.20.
9. Da Silva C. M., De Mello Pinto M. V., Barbosa L. G. [et al.]. Effect of ultrasound and hyaluronidase on gynoidlipodystrophy type II — an ultrasonography study // Journal of Cosmetic and Laser Therapy. 2013. № 15 (4). P. 231–236. DOI: 10.3109/14764172.2012.758374.
10. Dudelzak J., Hussain M., Phelps R. G. [et al.]. Evaluation of histologic and electron microscopic changes after novel treatment using combined microdermabrasion and ultrasound-induced phonophoresis of human skin // Journal of

Cosmetic and Laser Therapy. 2008. № 10 (4). P. 187–192. DOI: 10.1080/14764170802524445.

11. Milanese C., Cavedon V., Piscitelli F. [et al.]. Effect of low-intensity, low-frequency ultrasound treatment on anthropometry, subcutaneous adipose tissue, and body composition of young normal weight females // Journal of Cosmetic Dermatology. 2014. № 13 (3). P. 202–207. DOI: 10.1111/jocd.12101.

12. Ronay V., Merlini A., Attin T. [et al.]. In vitro cleaning potential of three implant debridement methods. Simulation of the non-surgical approach // Clin Oral Implants Res. 2017. № 28 (2). P. 151–155. DOI: 10.1111/clr.12773.

13. Пат. № 2693002 С1 Российская Федерация, МПК А 61 L 2/00. Устройство неинвазивной санации мочеточниковых стентов / Новиков А. А., Цуканов А. Ю., Путинцева А. Р., Ахметов Д. С. № 2018119633; заявл. 28.05.18; опубл. 28.06.19.

14. Пат. № 2741729 С1 Российская Федерация, МПК А 61 N 7/00. Устройство акустического ударно-волнового воздействия / Новиков А. А., Негров Д. А., Путинцева А. Р. [и др.]. № 2020119018; заявл. 02.06.20; опубл. 28.01.21.

НОВИКОВ Алексей Алексеевич, доктор технических наук, профессор кафедры «Машиностроение и материаловедение», секция «Материаловедение и технология конструкционных материалов» Омского государственного технического университета (ОмГТУ), г. Омск.

SPIN-код: 9669-2202

AuthorID (РИНЦ): 684463

ResearcherID: P-6308-2016

Адрес для переписки: yarus952@mail.ru

ПУТИНЦЕВА Александра Рустамовна, инженер кафедры «Машиностроение и материаловедение», секция «Материаловедение и технология конструкционных материалов» ОмГТУ, г. Омск.

SPIN-код: 4041-6295

AuthorID (РИНЦ): 927818

AuthorID (SCOPUS): 57203907870

Адрес для переписки: asya.mulyukova@mail.ru

Для цитирования

Новиков А. А., Путинцева А. Р. Повышение эффективности санации урологических катетеров при различных типах воздействия ультразвуковых излучателей // Омский научный вестник. 2022. № 3 (183). С. 10–13. DOI: 10.25206/1813-8225-2022-183-10-13.

Статья поступила в редакцию 11.04.2022 г.

© А. А. Новиков, А. Р. Путинцева