

ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОХОЖДЕНИЯ НИЗКОЧАСТОТНЫХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ КОЛЕБАНИЙ ЧЕРЕЗ НЕОДНОРОДНЫЕ БИОЛОГИЧЕСКИЕ СРЕДЫ ПРИ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ САНАЦИИ УРОЛОГИЧЕСКИХ КАТЕТЕРОВ

Цель данной статьи — исследование особенностей прохождения ультразвуковых колебаний через неоднородные биологические среды. Для достижения цели предложена математическая модель распространения ультразвуковых колебаний в гетерогенных средах, проведены клинические исследования. Показано, что при оценке прохождения ультразвуковых колебаний через неоднородные биологические среды может быть использован предложенный метод расчета. Составлены рекомендации по выбору топографических ориентиров ультразвукового воздействия для неинвазивной санации урологических катетеров.

Ключевые слова: ультразвук, интенсивность ультразвуковых колебаний, акустический импеданс, санация, обструкция, мочеточниковый стент.

Введение. Применение ультразвуковых колебаний в терапевтических и хирургических целях давно с успехом используется в медицине [1–3]. В настоящее время в урологии наибольший интерес имеет экстракорпоральное акустическое воздействие при дренировании обструкции стента верхних мочевыводящих путей [4, 5]. Ультразвуковая чистка происходит в результате инициирования необходимых физико-химических процессов. Однако использование ультразвуковых колебаний в медицине приводит к необходимости исследования распространения ультразвуковых волн в неоднородных биологических средах. Поскольку эффективность ультразвуковой чистки напрямую зависит от показателя интенсивности звуковой волны [6, 7], актуальной задачей является определение изменения интенсивности звука в глубине биологических слоев.

Математическая модель распространения ультразвуковых колебаний в неоднородных биологических средах. Звуковая волна, распространяющаяся в среде 1 и имеющая интенсивность I и давление P_i , сталкивается с границей раздела сред. Та ее часть, которая отражается обратно в ту же среду, имеет интенсивность I_r и давление P_r , а та часть,

которая передается в среду 2, имеет интенсивность I_t и давление P_t . Эти давления связаны между собой в соответствии с граничными условиями на границе раздела сред. В этом случае частота в обеих средах одинакова, однако скорость звука и длина волны в зависимости от акустических свойств среды меняются, так что $\lambda_1 = v_1 / f$ и $\lambda_2 = v_2 / f$.

Движение на границе раздела, вызванное всеми тремя составляющими, должно быть согласовано и положительно как для падающей, так и для прошедшей в другую среду и отрицательно — для интенсивности отраженной волны к падающей (рис. 1).

Интенсивность отраженной волны R_r , согласно [8], определяется как отношение отраженной интенсивности к интенсивности падающей.

$$R_r = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \right)^2, \quad (1)$$

где Z_1 — акустический импеданс первого слоя, Z_2 — акустический импеданс второго слоя.

Акустический импеданс, или волновое сопротивление среды Z , определяется как произведение массовой плотности среды и скорости звука в ней.



Рис. 1. Схема передачи (прохождения и отражения) ультразвуковой волны

$$Z = \rho v_s, \quad (2)$$

где ρ — массовая плотность среды, v_s — скорость звука в среде.

Доля интенсивности, переданной через границу раздела — величина T_t , определяется как отношение интенсивности прошедшей волны к падающей.

$$T_t = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_2 / Z_1}{(1 + Z_2 / Z_1)^2}. \quad (3)$$

Сумма отраженной и переданной энергии равна единице. Отраженная фракция велика (и приблизительно равна 1), когда Z_2/Z_1 , либо существенно больше или существенно меньше 1, при очень большом акустическом различии между средами.

Понятие «согласованности импедансов» означает, что величина R_t минимальна. Согласование импедансов достигается при примерном равенстве величин Z_1 и Z_2 [8].

Большая часть ультразвуковой энергии, входящей к организму, отражается, поскольку плотность излучающего титанового инструмента много больше плотности кожи. Небольшая доля звуковой энергии отражается при переходе между мягкими тканями (кожа, мышцы, почки, и т.д.). Значительное отражение может наблюдаться на границе раздела мягких тканей с легкими и с костями.

Помимо отражений и преломлений (которые в данной статье не учитываются) необходимо иметь в виду затухание ультразвуковой волны при распространении в биологической среде.

Амплитуда звуковой волны с расстоянием l уменьшается экспоненциально:

$$A(l) = A_{l=0} e^{-\gamma_{zv} l}, \quad (4)$$

где γ_{zv} — это коэффициент поглощения [8], а f — частота ультразвуковых колебаний.

Для нахождения значения амплитуды в слое, с учетом переданной через границу раздела величины T_t , выражение 4 будет иметь вид:

$$(l) = A_{l=0} e^{-\gamma_{zv} l} \cdot T_t. \quad (5)$$

Интенсивность звуковой волны выражается следующим образом:

$$I = \frac{1}{2} \rho u_{\max}^2 v_s, \quad (6)$$

где $u_{\max} = A_m \omega$ — максимальная колебательная скорость частиц среды при максимальном смещении A_m . Данное выражение можно записать как

$$I = \frac{1}{2} \rho A_m^2 \omega^2, \quad (7)$$

где ρ — плотность среды, A_m — амплитуда звуковой волны, $\omega = 2\pi f$ — угловая скорость.

В соответствии с предложенной математической моделью проведен расчет интенсивности ультразвука в глубине биологических слоев. Результаты сведены в табл. 1.

Из расчетных значений видно, что интенсивность звука заметно падает при переходе из одной биологической среды в другую. При увеличении параметров глубины слоя конечное значение интенсивности меняется незначительно от 0,08 % до 1,2 %.

Экспериментальное оборудование и методы исследования. Для сравнения теоретических и экспериментальных данных были определены особенности прохождения ультразвуковых колебаний через биологические среды:

— неинвазивность (ультразвуковое воздействие осуществляется с поверхности кожи в глубине гетерогенной среды);

— необходимость снижения теплового эффекта на поверхности кожного покрова.

Выполнение первого условия обуславливается необходимостью увеличения амплитуды ультразвуковых колебаний для увеличения глубины проникновения энергии ультразвуковых волн. Однако, с другой стороны, повышение амплитуды приводит к чрезмерному нагреву тканей — эта особенность требует учета эффекта затухания акустических колебаний при их распространении. Появляется необходимость 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. Поэтому, для повышения эффективности процесса, частота ультразвукового воздействия выбирается в нижней части ультразвукового диапазона до 26,5 кГц.

С другой стороны, для обеспечения компромисса между противоречивыми требованиями вышеперечисленных условий, предлагается использовать для питания ультразвукового излучателя амплитудно-модулированный сигнал, приближенный к импульсному режиму работы.

Такой режим работы (рис. 2) обеспечивает возможность, с одной стороны, повысить пиковую амплитуду ультразвуковых колебаний почти в полтора 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 — вы-

Таблица 1

Расчетные значения интенсивности звуковой волны в каждом слое в дБ

I_0 в инструменте	I_1 в коже	I_2 в жире	I_3 в мышечных тканях
172,5	148,9	135,7	124,2

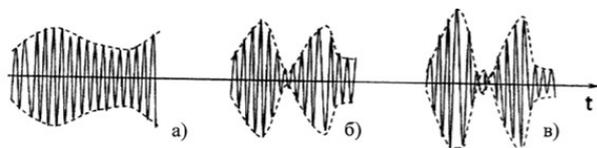


Рис. 2. Схема амплитудно-модулированного режима работы:
а) неполная модуляция; б) полная модуляция;
в) перемодуляция

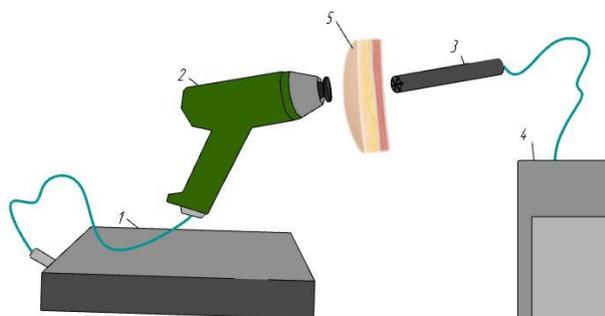


Рис. 3. Схема экспериментального стенда:
1 — ультразвуковой генератор;
2 — излучатель с инструментом для неинвазивной санации;
3 — микрофон;
4 — прибор для измерения шума «Ассистент»;
5 — биоткань

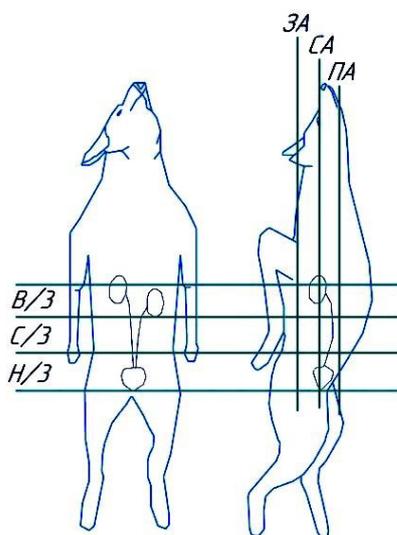


Рис. 4. Условные топографические ориентиры

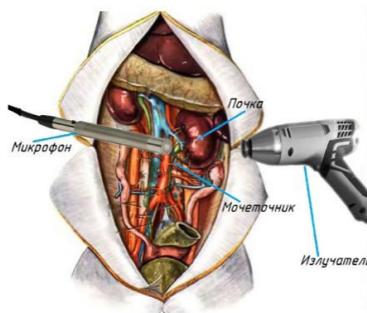


Рис. 5. Схема эксперимента

сокачастотная составляющая препятствует или, по крайней мере, существенно затрудняет образование биопленок на поверхностях стента, что значительно повышает их резистентность к инкрустации солей.

Для исследования прохождения ультразвуковых колебаний через биологические среды был разработан исследовательский стенд, состоящий из ультразвукового генератора, излучателя, звукового датчика и анализатора шума «Ассистент» (рис. 3). Физические характеристики ультразвукового воздействия выбраны в соответствии с рекомендациями для ультразвуковой чистки [9, 10] A_m — 10 мкм, f — 20 кГц, P — 50 Вт.

С использованием разработанного оборудования были проведены исследования по оценке прохождения низкочастотных ультразвуковых колебаний через неоднородные биологические среды. С разрешения локального этического комитета, экспериментальные исследования проводились на клинической базе Омского государственного медицинского университета на беспородной собаке.

Ультразвуковое воздействие осуществлялось в проекции мочеточника, на поверхности кожного покрова, по условно выделенным топографическим ориентирам (рис. 4), в местах пересечения **продольных линий** (передняя подмышечная аксиллярная линия (ПА), средняя подмышечная аксиллярная линия (СА), задняя подмышечная аксиллярная линия (ЗА) и **поперечных линий** (верхняя треть (В/3), средняя треть (С/3), нижняя треть (Н/3).

Регистрация интенсивности звука проводилась в непосредственной близости к мочеточнику с помощью звукового датчика (микрофона). Схема эксперимента представлена на рис. 5.

Результаты экспериментальных исследований приведены в табл. 2

Из табл. 2 видно, что наибольшая эффективность ультразвукового воздействия достигается в Верхней трети (В/3) по Задней аксиллярной линии (ЗА) 120 dB. Отметим, что в непосредственной близости ультразвукового инструмента к датчику показание интенсивности звука составило 134 dB.

Приведем сравнение расчетных значений интенсивности звука и результата экспериментального замера в верхней трети (В/3) по задней аксиллярной линии (ЗА). Изменение интенсивности ультразвуковых колебаний в зависимости от расстояния от излучателя и акустических сред представлено на рис. 6.

Из графика на рис. 6 видно, что интенсивность значительно уменьшается в жировой ткани. Это связано с тем, что этот слой имеет относительно низкую плотность — 920 кг/м³ в сравнении с плотностью кожи — 1036 кг/м³, мягких тканей в среднем — 1040 кг/м³ и почки — 1020 кг/м³.

По передней и средней аксиллярным линиям ультразвуковые волны затухают в неоднородных полостях кишечника, в расчет эти области не включаются, поскольку плотность, рыхлость, образование и движение газов в кишечнике затрудняет получение достоверных результатов. В связи с вышесказанным, ультразвуковое воздействие в направлении данных областей в целях санации применять не рекомендуется по причине его пониженной эффективности.

Выводы. Оценка экспериментальных и расчетных значений проводилась с учетом идентичности и последовательности биологических слоев (кожа, жир, мышцы). Это условие выполняется в точках

Таблица 2

Результаты экспериментальных исследований

	B/3	C/3	H/3
ПА	108 dB	94 dB	109 dB
СА	111 dB	113 dB	98 dB
ЗА	120 dB	117 dB	116 dB

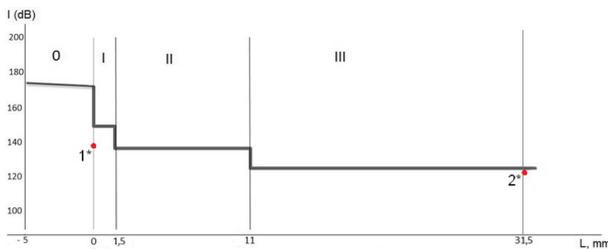


Рис. 6. График изменения интенсивности ультразвуковых колебаний (I Дб) от удаленности излучателя L (мм); 0 — инструмент из титанового сплава BT3-1, I — ткань кожи, II — жировая ткань, III — мышечная ткань; 1* — экспериментальное значение интенсивности звука на поверхности кожи; 2* — экспериментальное значение интенсивности звука в мышечной ткани (возле мочеоточника)

по задней аксилярной линии. Значения интенсивности ультразвуковых колебаний, полученные в результате эксперимента по задней аксилярной линии, отличаются относительно теоретического расчета в пределах от 3,5 % до 7,6 %. Данные погрешности могут зависеть от отражений и преломлений ультразвуковых колебаний, которые в данной работе не учитывались.

Таким образом, при оценке прохождения ультразвуковых колебаний через неоднородные биологические среды может быть использован предложенный метод расчета.

Библиографический список

1. Гаврилов А. Р. Эволюция мощных фокусирующих систем для применения в различных областях медицины (обзор) // Акустический журнал. 2010. № 6 (56). С. 844–861.
2. Маков Ю. Н. Возможности ультразвукового воздействия на биоструктуры в различных режимах и их использование в медицине // Акустика неоднородных сред. Ежегодник. 2002. С. 72–81.
3. Savrasov G. V., Al'kov S. V., Ershov Y. A. The development of ultrasound technologies in medicine // Biomedical Engineering. 2019. Vol. 53 (3). P. 211–216. DOI: 10.1007/s10527-019-09911-2.
4. Коган М. И., Шкодкин С. В., Идашкин Ю. Б., Любушкин А. В., Мирошниченко О. В. Оценка дренирования почек различными методами // Медицинский вестник Башкортостана. 2013. Т. 8, № 2. С. 82–85.
5. Гарилевич Б. А., Кузнецова Н. Н., Титаренко И. Н. [и др.]. Опыт применения низкоинтенсивной ударно-волновой терапии в амбулаторной урологической практике у пациентов с хроническим простатитом // Экспериментальная и клиническая урология. 2019. № 2. С. 122–126. DOI: 10.29188/2222-8543-2019-11-2-122-126.
6. Новиков А. А., Цуканов А. Ю., Ахметов А. С., Мустафаев Р. Ф., Мулюкова А. Р. Неинвазивная ультразвуковая

санация стентов при дренировании верхних мочевыводящих путей // Медицинская техника. 2018. Т. 52, № 3. С. 173–176.

7. Ordonez M., Hwang E. C., Borofsky M., Bakker C. J., 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). DOI: 10.1002/14651858.CD012703.pub2.

8. Герман И. Физика организма человека. Долгопрудный: Интеллект. 2011. 992 с. ISBN 9785915590570.

9. Сиротюк М. Г. Акустическая кавитация: моногр. / отв. ред.: В. А. Акуличев, Л. Р. Гаврилов. Москва: Наука, 2008. 271 с. ISBN 978-5-02-036656-5.

10. Фатюхин Д. С. Экспериментальные исследования влияния параметров ультразвуковой очистки на величину кавитационной эрозии // Вестник Московского автомобильно-дорожного государственного технического университета (МАДИ). 2011. № 4 (27). С. 38–42.

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
ЦУКАНОВ Антон Юрьевич, доктор медицинских наук, профессор (ВАК), заведующий кафедрой «Хирургические болезни и урология ДПО» Омского государственного медицинского университета (ОмГМУ), г. Омск.
SPIN-код: 9310-1220
AuthorID (РИНЦ): 469942
AuthorID (SCOPUS): 57194497218
ORCID: 0000-0002-3497-5856
ResearcherID: ABD-3374-2021

Адрес для переписки: tsoukanov2000@mail.ru
АХМЕТОВ Данияр Сарсенбаевич, аспирант кафедры «Хирургические болезни и урология ДПО» ОмГМУ, г. Омск.
ORCID: 0000-0002-4497-5024
Адрес для переписки: dsahmetov99@gmail.com

Для цитирования

Новиков А. А., Путинцева А. Р., Цуканов А. Ю., Ахметов Д. С. Исследование прохождения низкочастотных ультразвуковых колебаний через неоднородные биологические среды при ультразвуковой санации урологических катетеров // Омский научный вестник. 2022. № 3 (183). С. 14–17. DOI: 10.25206/1813-8225-2022-183-14-17.

Статья поступила в редакцию 11.04.2022 г.

© А. А. Новиков, А. Р. Путинцева, А. Ю. Цуканов, Д. С. Ахметов