

На правах рукописи

НОВИКОВ Алексей Алексеевич

**РАЗРАБОТКА НИЗКОЧАСТОТНОЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ
АППАРАТУРЫ ДЛЯ ТЕРАПИИ И ХИРУРГИИ**

Специальность:

05.11.17 — Приборы, системы и изделия медицинского назначения.

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени
доктора технических наук.

Томск, 2008

Работа выполнена на кафедре «Материаловедение и технология конструкционных материалов» Омского государственного технического университета (ОмГТУ) .

Официальные оппоненты: доктор технических наук,
Квашнин Сергей Евгеньевич
(МГТУ им. Н.Э. Баумана, г. Москва)

доктор технических наук, профессор
Бурьян Юрий Андреевич
(ОмГТУ, г. Омск)

доктор технических наук, профессор
Градобоев Александр Васильевич
(ТПУ, г. Томск).

Ведущая организация: Сибирский научно-исследовательский и испытательный центр медицинской техники (СибНИИЦМТ) г. Новосибирск.

Защита состоится 11 ноября 2008 года в 15 часов на заседании совета по защита
докторских и кандидатских диссертаций Д212.269.09 при Томском политехническом
университете по адресу: 634050, г.Томск, пр.Ленина 30.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ГОУ ВПО ТПУ

Автореферат разослан «_____» октября 2008 года.

Ученый секретарь совета по защите
докторских и кандидатских диссертаций
Д212.269.09, кандидат технических наук

_____ Б.Б.Винокуров

Общая характеристика работы.

Актуальность темы.

Разработка и применение для хирургического воздействия ультразвуковой низкочастотной аппаратуры является одним из интенсивно развивающихся направлений. Значительный вклад в развитие этого направления внесла научная школа МГТУ им. Н.Э.Баумана во главе с академиком Г.А.Николаевым и профессором В.И.Лощиловым, совместные работы которых с учеными медиками Поляковым В.А., Чемяновым Г.Г., Волковым М.В., Петровским Б.В., Петровым В.И. и другими позволили создать новые высокоэффективные методы и аппаратуру для ультразвукового воздействия на биологические ткани.

Однако, несмотря на достигнутые успехи в области ультразвуковых медицинских технологий, последние могли бы развиваться значительно интенсивнее, если бы не недостаточная эффективность существующей медицинской ультразвуковой аппаратуры и отсутствие современных эффективных средств и методов математического моделирования проектируемых ультразвуковых медицинских аппаратов. В настоящее время нет целостной концепции проектирования ультразвуковых аппаратов медицинского назначения, которая объединяла бы весь комплекс взаимосвязанных параметров, начиная от технологической нагрузки – конкретных параметров вводимых в ткань колебаний непосредственно, либо через жидкую фазу, и, заканчивая оптимизированными по тому, либо иному критерию, характеристиками ультразвукового генератора, что препятствует созданию высокоэффективного оборудования. Это, вместе с отсутствием разработанных методов контроля акустических параметров при введении колебаний в нагрузку тормозит дальнейшее развитие и более широкое внедрение ультразвуковых технологий в медицинскую практику.

Поэтому центральной проблемой при создании новой терапевтической и хирургической ультразвуковой аппаратуры является *проблема повышения эффективности* ее работы и, таким образом, разработка современных методов проектирования, адекватных математических моделей широкого класса ультразвуковой медицинской аппаратуры, ее оптимизация и исследование систем при взаимодействии с различного рода бионагрузками является безусловно актуальной задачей.

Цель работы

Разработка эффективных низкочастотных высокоамплитудных ультразвуковых аппаратов для терапии и хирургии, широкодиапазонных по параметрам нагрузки и новых медицинских технологий на их основе.

Основные задачи исследований:

1. Развитие модельных представлений электроакустического тракта ультразвуковых медицинских аппаратов на основе расширения области изоморфных электроакустических преобразований на различные элементы аппаратного комплекса, как базы для комплексной оценки эффективности ультразвукового медицинского аппарата и последующего аппаратного синтеза.
2. Разработка электроакустических моделей (эквивалентных схем) основных функциональных узлов ультразвуковых медицинских аппаратов для различных типов колебаний и различных видов нагрузки, путем анализа влияния параметров электроакустического тракта на его основные частотные характеристики.

3. Исследование влияния условий взаимодействия ультразвукового инструмента и различных тканей на основные параметры нагрузки и разработка способов повышения нагрузочной способности ультразвуковых медицинских аппаратов, в том числе способов адаптации энергонасыщенных узлов ультразвуковых медицинских аппаратов к требованиям технологии.
4. Разработка и внедрение в медицинскую практику серии новых высокоэффективных ультразвуковых аппаратов для терапии и хирургии и новых медицинских технологий на их основе.

Научная новизна:

1. Разработан комплексный метод моделирования ультразвуковой аппаратуры, основанный на объединении ее структурно-разнородных элементов в системы параллельно включенных резонансных контуров с различными модами, описывающими входную проводимость элемента аппаратуры, при этом показано, что эти системы становятся базовыми узлами эквивалентных схем отдельных частей аппаратуры и не меняются при изменении характера колебаний.
2. Разработана новая модель взаимодействия жидкой среды с рабочей поверхностью волновода-инструмента, в которой установлена предельная величина напряженности акустического поля в среде, при которой сохраняется линейность процессов растяжения-сжатия, определяемая величиной внешнего давления на среду, определены соотношения между радиальной и осевой составляющими колебаний, теоретически рассчитана и экспериментально подтверждена зависимость эквивалентной нагрузки от глубины погружения волновода-инструмента в среду, а также установлено, что при глубинах погружения, превышающих четверть длины волны колебаний в материале волновода-инструмента, влияние боковой поверхности на величину эквивалентной нагрузки становится определяющим.
3. Впервые теоретически и экспериментально установлено, что в качестве критерия оценки технологической эффективности вводимой в среду ультразвуковой энергии непосредственно в процессе работы аппарата может быть использована амплитуда тока возбуждения излучателя, при этом определены допущения и границы применимости этого критерия.
4. Впервые разработаны, теоретически и экспериментально обоснованы эквивалентные схемы акустической нагрузки волновода-инструмента для твердых, жидких и жидкоподобных сред, и схемы, объединяющие излучатель, волновод-инструмент и нагрузку, для разных типов колебаний и видов нагрузки и определены выражения для упругой и массовой составляющих реактивной компоненты нагрузки.
5. Впервые предложены методы симметрирования частотных характеристик и повышения нагрузочной способности ультразвуковых пьезокерамических излучателей, обеспечивающие сохранение возможности устойчивого фазочастотного регулирования при значительных изменениях нагрузки.
6. Впервые, по результатам исследований взаимодействия ультразвукового инструмента с биологическими тканями, предложен комплекс новых методов высокоэффективной обработки пористых костных поверхностей и различных

видов мягких тканей, метод разрушения костного клея при ревизионном эндопротезировании, а также метод ультразвукового эндопротезирования крупных суставов, при этом установлено, что достижение необходимого технологического эффекта обеспечивается лишь при определенной нагрузочной способности аппарата.

Практическая значимость работы:

1. Разработана система фазовой автоподстройки частоты ультразвукового генератора (патент РФ № 2260899), осуществляемая путем прямого преобразования фазового сдвига в частотное изменение, обеспечивающая повышенный диапазон удержания резонансного режима при воздействии различных дестабилизирующих факторов.
2. Практически доказано, что для ультразвуковых генераторов медицинского назначения наиболее эффективным решением являются транзисторные полумостовые инверторы с независимым возбуждением; в то время как для регулировки частоты – система фазового управления с прямым преобразованием частоты; а для регуляторов выходного (технологического) параметра – системы DC/DC-преобразований, изменяющих величину питающего полумостовой транзисторный инвертор напряжения.
3. Разработаны новые широкодиапазонные по частоте и нагрузке ультразвуковые генераторы на базе полумостовых транзисторных инверторов с управляющими драйверами, выполненными по MOSFET и IGBT технологиям, обеспечивающие использование единого унифицированного генераторного блока в аппаратном комплексе при работе с различными биотканями и их аналогами и комплекс новых технологий применения для высокоэффективной обработки мягких тканей, пористых костных поверхностей и разрушения костного клея при ревизионном эндопротезировании, а также технология ультразвукового эндопротезирования крупных суставов.
4. Предложена новая конструкция аппаратного комплекса, для технологических нагрузок повышенной мощности, обеспечивающая долговременную работу ультразвукового излучателя в условиях клиники.
5. Разработаны, прошли технические и клинические испытания и по решению Росздравнадзора РФ (приказ от 17 декабря 2007 года № 4869-Пр/07) разрешены к производству, продаже и применению на территории Российской Федерации, и, соответственно, серийно выпускаются на Омском заводе «Автоматика» низкочастотные ультразвуковые терапевтические аппаратные комплексы повышенной эффективности для оториноларингологии «Тонзиллор-М», для гинекологии «Гинетон-М», мощный ультразвуковой низкочастотный хирургический и травматологический аппаратный комплекс «Ярус»; а также готовятся к серийному производству комплексы для стоматологии «Стоматон-М» и проктологии «Проктон-М».

Достоверность результатов.

Достоверность полученных результатов обусловлена использованием стандартных методов расчета и исследования, апробированных медицинских методов исследования, а так же подтверждается техническими, лабораторными и клиническими испытаниями разработанной и серийно изготавливаемой на основании разрешения Минздрава РФ ультразвуковой аппаратуры.

Апробации работы.

Приведенные в диссертации результаты представлялись автором на:

- IV Всесоюзной научно–технической конференции “Ультразвуковые методы интенсификации технологических процессов–79”, Москва, 18-20 апреля 1979 года;
- V Всесоюзной научно–технической конференции “Ультразвуковые методы интенсификации технологических процессов–83”, Москва, 18-20 апреля 1983 года;
- Всесоюзной научно–технической конференции “Проблемы преобразовательной техники”, Киев, 1983 года;
- Всесоюзной научно–технической конференции “Применение преобразовательной техники в электроэнергетике, электроприводах и электротехнологических установках”, Тольятти, 1984 года;
- II Международной научно-технической конференции «Динамика систем механизмов и машин», Омск, 22-24 ноября 1997г.
- III Международной научно-технической конференции «Динамика систем механизмов и машин», Омск, 18-20 ноября 1999г.
- V Международной научно-технической конференции «Динамика систем механизмов и машин», Омск, 16-18 ноября 2004г.
- III Международном технологическом конгрессе «Военная техника, вооружение и технологии двойного применения», Омск, 7-10 июня 2005г.
- Международной конференции «Образование через науку», Москва, МГТУ им. Баумана, 17-19 мая 2005г.
- Второй международной научно-практической конференции «Исследование, разработка и применение высоких технологий в промышленности», Санкт – Петербург, 07-09 февраля 2006г.
- Первой всероссийской научно-технической конференции «Биомедицинская техника и технологии», Вологда, 31мая – 2 июня 2006г.

Положения, выносимые на защиту:

1. Комплексный метод проектирования различных низкочастотных ультразвуковых аппаратов медицинского назначения объединяющий генератор, излучатель, волновод-инструмент и нагрузку, который, на основе моделей взаимодействия волновода-инструмента и твердых, жидких и жидкоподобных сред позволяет определить как величину упругой и массовой составляющих реактивной компоненты для разных типов колебаний и видов нагрузки, так и характер их влияния на режимы работы аппарата.
2. Критерий оценки технологической эффективности вводимой в среду ультразвуковой энергии непосредственно в процессе работы аппарата, в качестве которого может быть использована амплитуда тока возбуждения излучателя, при этом определены допущения и границы применимости этого критерия, а также

методы симметрирования частотных характеристик и повышения нагрузочной способности ультразвуковых пьезокерамических излучателей.

3. Результаты исследования взаимодействия ультразвукового инструмента с различными биологическими тканями и комплекс методов высокоэффективной обработки пористых костных поверхностей и различных видов мягких тканей, метод применения ультразвуковых аппаратов для разрушения костного клея при ревизионном эндопротезировании, а также метод ультразвукового эндопротезирования крупных суставов.
4. Система автоподстройки частоты ультразвукового генератора, нагруженного на пьезокерамический ультразвуковой излучатель, обеспечивающая устойчивое поддержание резонансного режима работы излучателя при значительных колебаниях импедансных параметров нагрузки.
5. Конструкция аппаратного комплекса, для технологических нагрузок повышенной мощности, обеспечивающая эффективную долговременную работу ультразвукового излучателя в штатном режиме путем использования систем адаптации основных параметров хирургического аппарата к изменяющимся условиям его функционирования.

Публикации.

По теме диссертации опубликовано 74 работы, в том числе 31 статья, из них 12 – в изданиях по списку ВАК и 38 авторских свидетельств СССР и патентов РФ.

Структура и объем работы.

Диссертационная работа состоит из введения, шести глав, заключения, списка литературы, включающего 222 наименования. Общий объем работы составляет 346 страниц, в том числе 166 рисунков и 14 таблиц.

Содержание работы.

Во введении обосновывается актуальность темы диссертационной работы, формулируются цели и задачи исследований, излагаются основные научные положения и результаты, выносимые на защиту.

В первой главе приводится аналитический обзор по теме диссертации. Анализируются особенности применения ультразвука в различных областях медицины, особенности построения отдельных классов ультразвуковой аппаратуры, взаимодействия с биообъектами. Показано, что основные направления применения ультразвука в хирургии и терапии связаны с физическими и химическими эффектами воздействия ультразвука на среду.

Специфика проектирования УЗМА в целом заключается в разнородности составляющих его систем: электронный блок, обеспечивающий формирование возбуждающего излучателя напряжения и описываемый временными электромагнитными уравнениями, электроакустический тракт, обеспечивающий преобразование и передачу акустических колебаний и описываемый пространственно-временными уравнениями колебаний механических систем и нагрузка, определяющая вид технологического воздействия.

В то же время, для формирования прогнозных оценок при проектировании и комплексном синтезе УЗМА, необходима теоретическая база для такой оценки и синтеза с целью достижения требуемой практическим врачом эффективности его работы. В частности, кроме правильного и где-то оптимального расчета и проектирования отдельных элементов комплекса (генератора, излучателя и волновода), необходимо решение и комплексных проблем проектирования, таких, как:

- аппаратными средствами обеспечивать компенсацию влияния нагрузки, как активной, так и реактивной, на параметры излучателя;
- достигать значительного динамического диапазона функционирования пьезокерамического излучателя по параметрам нагрузки;
- изменить подход к определению оптимальных параметров волноводов-инструментов в связи с высокими начальными амплитудами на выходе пьезокерамических преобразователей;
- обеспечить возможность оперативного управления видом выходной вольт-амперной характеристики генератора и максимально расширить его функциональные возможности;
- обеспечить наиболее эффективное охлаждение работающего излучателя для достижения необходимой продолжительности непрерывной работы медицинского аппарата.

Показано, что при всем многообразии существующих решений и методов проектирования отдельных частей ультразвукового аппаратного комплекса (электрических, электроакустических и акустических), нет единой теории, определяющей комплексный подход к аппарату, как целому, а, следовательно, нет базы для комплексной оценки качества взаимодействия всех систем и выбора наиболее информативного и адекватного параметра оценки, как технологического воздействия, так и условий функционирования аппарата в целом.

На основании вышеизложенного формулируются цель и основные задачи диссертации.

Вторая глава посвящена вопросам методологических и теоретических основ проектирования УЗМА, использующих пьезокерамические излучатели.

В результате анализа методологических основ проектирования сложных объектов медицинской техники показано, что при отсутствии готовых технических решений содержание и процесс разработки ТЗ на новое изделие должны несколько отличаться от общепринятых, и будут включать элементы НИОКР (см. рис.1)

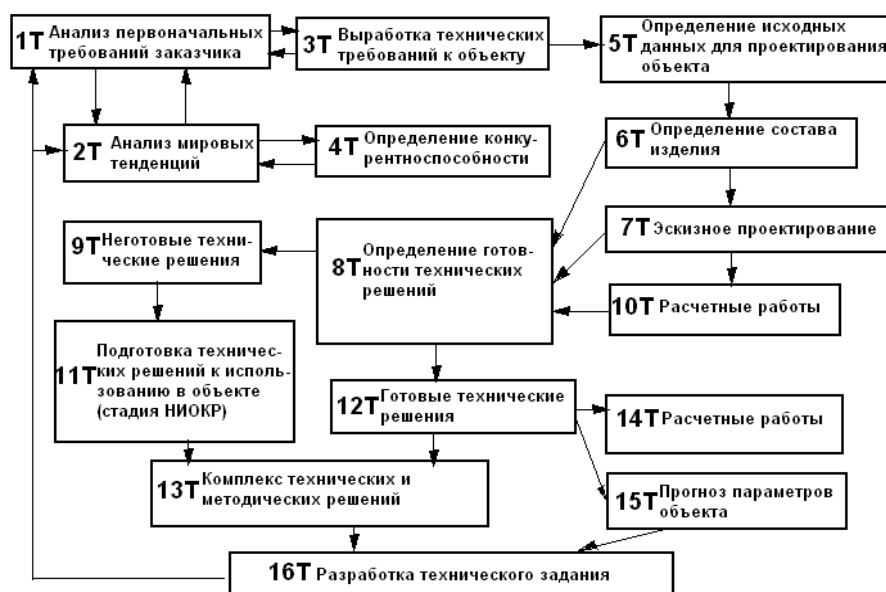


Рис.1.Этапы разработки ТЗ на новое изделие.

При анализе схемы становится очевидным, что процесс разработки ТЗ должен осуществляться в соответствии с *циклической стратегией*, когда полученные результаты на одной из стадий заставляют вернуться к более ранней. Следует обратить внимание на обязательность в данном случае выполнения этапов 14Т и 15Т. Первый из них необходим для объективной оценки готовности технического решения,

второй - для обоснования прогноза параметров объекта. В случае использования для расчетов математических моделей, очевидно, что это будут модели разных уровней: если модель на уровне 14Т должна давать ответы на частные вопросы, то модель на уровне 15Т предназначена для получения рекомендаций, необходимых для конструирования объекта в целом.

Для формирования теоретической базы комплексной оценки и аппаратного синтеза УЗМА предложено использовать теорию электроакустического изоморфизма в приложении к методу входного иммитанса при формировании эквивалентных схем и физико-математических моделей электроакустических и акустических структурных составляющих комплекса.

При сравнении волновых уравнений, описывающих акустические процессы в стержне и электрические процессы в длинной линии, установлено, что:

- пространственные части волновых уравнений рассматриваемых процессов (электрических и акустических) идентичны по форме, следовательно, процессы, описываемые ими – аналогичны;

- поставленные в однозначное соответствие параметры этих уравнений (т.е. выраженные одни через другие) позволяют говорить об электроакустической изоморфности процессов, описываемых этими уравнениями, что позволяет в дальнейшем использовать для исследования, анализа и синтеза акустических и электроакустических систем электрические эквивалентные схемы;

- электрический аналог входного иммитанса бесконечного ряда параллельно включенных резонансных контуров выражается в виде:

$$y = \frac{1}{j\omega L_0} + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{j\omega L_n + \frac{1}{j\omega C_n}},$$

очевидны следующие соответствия между параметрами акустических и электрических волновых уравнений:

$$s_n = \beta_n^2 \frac{ES}{2l} \text{ можно поставить в соответствие } \frac{1}{C_n};$$

$$\rho S l \text{ можно поставить в соответствие } L_0;$$

$$\rho S l / 2 \text{ можно поставить в соответствие } L_n;$$

На основании всего вышеизложенного сформирована электрическая схема, изоморфная по протекающим в ней волновым процессам акустической колебательной системе волновода – инструмента продольных колебаний.

С другой стороны, из уравнения $\frac{\partial^2 I_1(x)}{\partial x^2} + \frac{\rho_0'}{\rho_0} \frac{\partial I_1(x)}{\partial x} + \frac{\omega^2}{c^2} I_1(x) = 0$

следует, что коэффициент усиления (передачи) волновода, определяемый соотношением

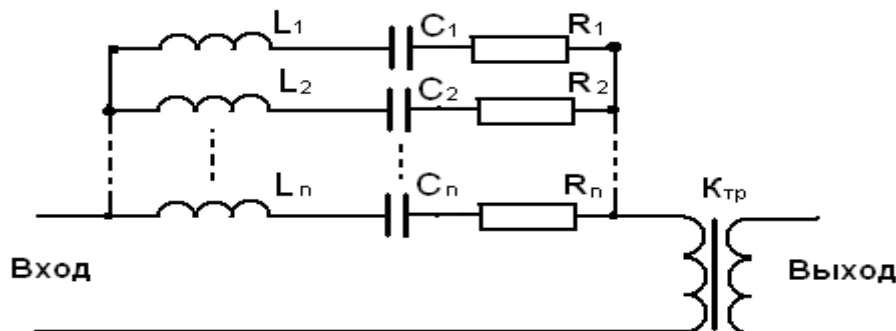


Рис.2. Эквивалентная электрическая схема волновода.

площадей сечений в начале и в конце волновода соответствует коэффициенту передачи трансформатора в эквивалентной электрической схеме, определяемому соотношением волновых сопротивлений на входе и выходе длинной линии. Тогда эквивалентная электрическая схема волновода – инструмента, учитывающая и коэффициент усиления, будет выглядеть следующим образом (см. рис. 2).

Получено математически строгое выражение для иммитанса волновода-инструмента, позволившее на основе изоморфности электрических и акустических процессов в распределенных системах предложить эквивалентную электрическую схему замещения волновода инструмента (Таблица 1). Доказано, что изменение характера колебаний (продольные, изгибные, крутильные или их комбинации) не приводят к изменению эквивалентной электрической схемы замещения, изменяются лишь коэффициенты при определении соответствий параметров изоморфных преобразований.

Таблица 1

Вид колебаний	Входной иммитанс	Элементы
1.Продольные	$y = \frac{1}{j\omega m_0} + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{j\omega m_n + \frac{s_n}{j\omega}}$	$l\rho S = m_0, \frac{l\rho S}{2} = m_n, s_n = \beta_n^2 \frac{ES}{2l}$
2.Изгибные	$y_{изг} = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{j\omega m_n + s_n / j\omega},$	$m_n = \frac{\rho l S}{4}, \quad s_n = \frac{\alpha_n^4 g}{4l^3}$
3.Крутильные	$y = \frac{1}{j\omega m_0} + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{j\omega m_n + \frac{s_n}{j\omega}}$	$m_0 = \rho l J_0, \quad m_n = \frac{\rho l J_0}{2},$ $s_n = \beta_n^2 \frac{G J_k}{l}$

Установлено, что эквивалентную схему пьезопреобразователя можно представить в виде четырехполюсника, показанного на рис.3, а элемент, связывающий электрические и механические параметры представляет собой идеальный трансформатор с коэффициентом передачи 1/К.

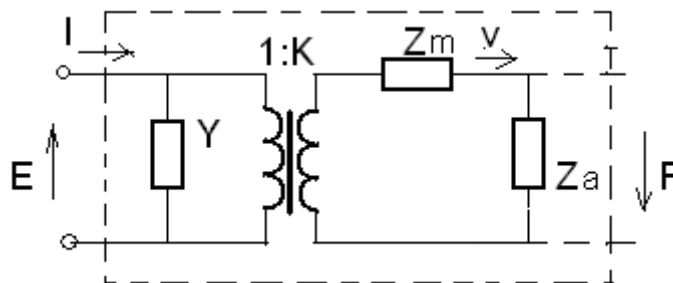


Рис.3. Эквивалентная схема пьезоизлучателя, как четырехполюсника

Для оценки механического импеданса излучателя продольного типа с частотопонижающими накладками и упрощения получаемых выражений, были рассмотрены волновые процессы на четвертьволновом участке полуволнового симметричного вибратора (рис.4).

Поместим начало координат на конце накладки и рассмотрим случай, когда на механической стороне действует переменная возбуждающая сила $\tilde{F}e^{j\omega t}$ (приложенная к концу накладки), а электроды замкнуты накоротко (т.е. $\tilde{E} = 0$). Введем следующие обозначения: S - площадь поперечного сечения, L - длина, ρ - плотность материала, E - модуль Юнга материала накладки,

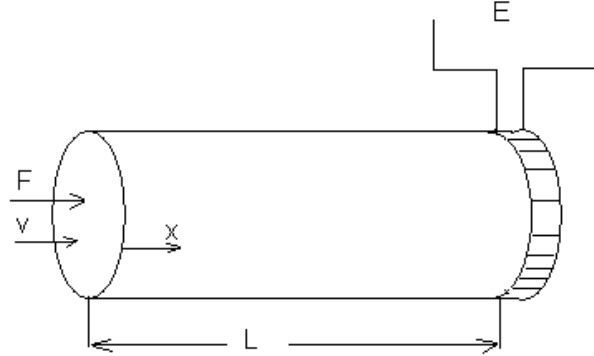


Рис.4. Вибратор продольного типа с дополнительной частотопонижающей накладкой
 $c = \sqrt{E/\rho}$ - скорость распространения звука в материале, a - смещение, M - масса пьезоэлемента.

Для определения механического импеданса излучателя $\tilde{Z}$ в случае, когда конец накладки свободен (т.е. излучатель свободен с механической стороны), необходимо вычислить колебательную скорость $\tilde{v}(0)$ на механическом выходе с помощью выражения:

$$\tilde{v}(0) = \frac{\partial \tilde{a}}{\partial t} = j\omega [\tilde{a}]_{p=0} = j\omega \frac{L\tilde{F}}{ES} \frac{1}{\alpha} \frac{q\alpha \operatorname{tg} \alpha - 1}{q\alpha + \operatorname{tg} \alpha} \text{ и, отсюда:}$$

$$\tilde{Z} = \frac{\tilde{F}}{\tilde{v}(0)} = j\rho c S \frac{q\alpha + \operatorname{tg} \alpha}{1 - q\alpha \operatorname{tg} \alpha}.$$

Для получения эквивалентной схемы механического импеданса используем теорему Миттага-Лефлера:

$$\frac{1 - q\alpha \operatorname{tg} \alpha}{q\alpha + \operatorname{tg} \alpha} = \frac{1}{(1+q)\alpha} + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2\alpha}{(1 + q \cos^2 \alpha_n)(\alpha^2 - \alpha_n^2)},$$

откуда:

$$\frac{1}{\tilde{Z}} = \frac{1}{j\omega m_0} + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{j\omega m_n + s_n / j\omega};$$

где m_n и s_n - эквивалентные масса и упругость соответственно, которые определяются как:

$$m_n = \frac{1}{2} (1 + q \cos^2 \alpha_n) M_0;$$

$$s_n = \frac{1}{2} \alpha_n^2 (1 + q \cos^2 \alpha_n) \frac{ES}{L}.$$

Таким образом, эквивалентная схема механического импеданса (Z_m) ультразвукового преобразователя продольного типа может быть представлена параллельным соединением простых последовательных резонансных контуров, каждый из которых соответствует своей моде колебаний. В соответствии со схемой, приведенной на рис.3 и представляющей пьезоизлучатель как четырехполюсник, она преобразована автором с

учетом полученных выражений для механического импеданса излучателя (рис.5-а) и вторичная (механическая) цепь приведена к первичной (электрической), рис.5-б.

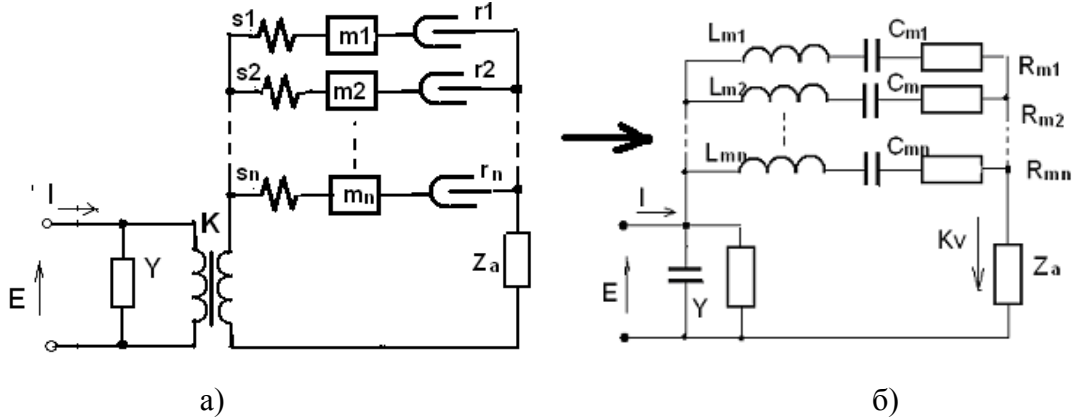


Рис. 5. Развернутая схема приведения вторичной цепи трансформатора четырехполюсника к первичной по Z_m

При приведении элементов вторичной цепи трансформатора (механические аналоги) к первичной цепи (электрические аналоги) получены следующие зависимости, связывающие между собой первичную и вторичную цепь трансформатора (вход и выход четырехполюсника):

$$Z_{m_{эл}} = \frac{Z_m}{K^2}, \text{ отсюда: } L_{mn} = \frac{m_n}{K^2}, \quad \frac{1}{C_{mn}} = \frac{s_n}{K^2} \text{ или } C_{mn} = \frac{K^2}{s_n}, \quad R_{mn} = \frac{r_n}{K^2}.$$

$$Z_{a_{эл}} = \frac{Z_a}{K^2}, \text{ отсюда: } L_a = \frac{m_a}{K^2}, \quad \frac{1}{C_a} = \frac{s_a}{K^2} \text{ или } C_a = \frac{K^2}{s_a}, \quad R_a = \frac{r_a}{K^2}.$$

Таким образом, параметр K - и является фактором электроакустического изоморфизма (**ФЭИ**) пьезопреобразователя (или, в частном случае, ультразвукового излучателя), поскольку устанавливает строгое соответствие между кинетическими (акустическими) параметрами объекта и параметрами его эквивалентной электрической схемы.

Полученное для фактора электроакустического изоморфизма (**ФЭИ**) пьезоэлектрического излучателя продольного типа выражение позволяет поставить в однозначное соответствие акустические и механические параметры их электрическим аналогам не только самого излучателя, но и всех остальных структурных составляющих акустического тракта, используемого с данным излучателем.

В режиме излучения для ультразвукового пьезокерамического вибратора, из основных уравнений электроакустического преобразования следует, что:

$$\tilde{v} = \frac{\tilde{K}\tilde{E}}{\tilde{z} + \tilde{z}_a} = \tilde{K}\tilde{I} \Rightarrow \omega\tilde{A} = \tilde{K}\tilde{I} \Rightarrow \tilde{A} = \frac{\tilde{K}\tilde{I}}{\omega}$$

Для заданного пьезокерамического ультразвукового излучателя продольного типа – **ФЭИ** – величина постоянная в пределах линейности процессов пьезопреобразования, определяемых параметрами используемой керамики и геометрическими размерами излучателя. Следовательно, из вышеприведенного выражения следует, что в режиме излучения, при ряде допущений и ограничений, ток, протекающий по входным цепям излучателя, может служить надежным информационным показателем о величине выходного технологического параметра – колебательной скорости или амплитуды колебаний рабочего торца излучателя. Сформулированы допущения и определены границы применимости этого критерия.

Проведен анализ технологических нагрузок УЗМА наиболее часто встречающихся в использовании ультразвука в терапии и хирургии. Именно в хирургической и травматологической практике используется максимальное количество различных технологических сред, определяющих и формирующих нагрузочные режимы работы УЗМА. Чтобы чётко разграничить результаты ультразвукового воздействия, его режимы были разбиты на три основные группы. Предложенная классификация предусматривает:

1. Контактное разрушающее ультразвуковое воздействие:
 - деполимеризация и реполимеризация костного цемента;
 - резка костей;
 - размельчение губчатой кости.
2. Контактное неразрушающее ультразвуковое воздействие:
 - очистка костной поверхности перед цементированием;
 - контактный ультразвуковой гемостаз;
 - дренаж кости;
 - насыщение кости лекарственными веществами из раствора;
 - сушка поверхности губчатой кости перед цементированием;
 - ультразвуковое воздействие через специальные прокладки между волноводом и костью;
3. Бесконтактное ультразвуковое воздействие через раствор с целью:
 - насыщения губчатой кости растворами антисептиков;
 - антисептической кавитационной обработки поверхности.

В соответствии с данной классификацией режимов ультразвукового воздействия предложены соответствующие им модели технологических нагрузок: нагрузка на твердые среды, нагрузка на жидкие и жидкоподобные среды, нагрузка иммерсионного режима и нагрузка тонкого слоя.

Для определения величин динамических напряжений и времени контакта волновода-инструмента с твердой технологической средой в течение периода колебаний, использована модель взаимодействия двух упругих стержней одинакового сечения, изготовленных из различных материалов, при сжатии их статическим напряжением P_c , когда в одном из них возбуждается продольная ультразвуковая волна. Получены выражения:

$$P_{DM} = \frac{\pi^2 P_c}{2 \left\{ \pi - \arccos \left[\frac{P_c \pi c_1 (E_1 + E_2)}{v_m E_1 E_2} \right] \right\}} \quad \text{и} \quad t_K = T \left[1 - \frac{1}{\pi} \arccos \left(\frac{P_c \pi c_1 (E_1 + E_2)}{v_m E_1 E_2} - 1 \right) \right].$$

которые устанавливают зависимость времени контакта и максимального упругого динамического контактного напряжения в момент соударения от приложенного статического напряжения, амплитуды и периода колебаний, а также модулей упругости взаимодействующих тел. При этом нагрузка содержит как активную компоненту, определяемую на начальном этапе условиями распространения ультразвука в материале, так и упругую составляющую, величина которой, на основании выше рассмотренной модели, может быть оценена, как:

$$\frac{1}{K} = \frac{\Delta x}{\Delta F} = \frac{A_m}{P_{DM} S} = \frac{A_m \pi^2 P_c}{2 S \left\{ \pi - \arccos \left[\frac{P_c \pi c_1 (E_1 + E_2)}{v_m E_1 E_2} \right] \right\}}$$

В свою очередь, активная составляющая нагрузки будет определяться в соответствии со временем акустического контакта волновода инструмента с технологической средой

$$r_a = \frac{t_k}{T} (\rho c)_{эфф} S.$$

Таким образом, эквивалентная схема нагрузки технологического процесса воздействия ультразвукового волновода-инструмента на твердую среду, может быть представлена следующим образом в двух возможных вариантах (рис. 6).



Рис. 6. Варианты эквивалентной схемы нагрузки при работе УЗ волновода-инструмента на твердые среды.

Предложена новая модель жидкостной нагрузки и протекания волновых процессов в жидкой среде, которая основана на «поршневой» модели излучения ультразвуковых колебаний в среду, где в соответствии с выражением для направленности излучения одностороннего диска радиуса r в бесконечном экране, область излучения будет

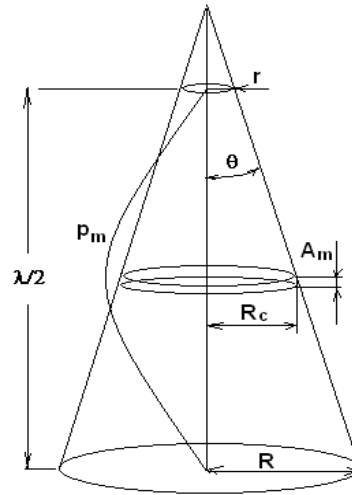


Рис.7. Область излучения ультразвука в среду в соответствии с «поршневой» моделью

представлять из себя усеченный конус с радиусом в основании R , причем угол при вершине θ будет при заданной частоте ω (или длине волны λ) тем больше, чем меньше r (см. рис.7).

При используемой «поршневой» модели излучения, отношение $\frac{\Delta V}{V}$ не зависит от θ .

Тогда для упругой составляющей нагрузки: $k = \frac{\Delta F}{\Delta x} = \frac{\Delta V}{V \chi} \frac{S}{A_m} = \frac{3S}{2\lambda \chi}$.

С другой стороны, считая, что жидкость, удерживаемая у поверхности волновода-инструмента за счет сил поверхностного натяжения, и добавляет к волноводу-инструменту свою массу, получим массовую составляющую для данной нагрузки ультразвукового волновода-инструмента на жидкость:

$$m = \frac{2\sigma \pi D}{g},$$

где: σ - коэффициент поверхностного натяжения жидкости, D - диаметр используемого волновода-инструмента, g - ускорение свободного падения.

При известном коэффициенте сжимаемости технологической среды χ и параметре $\Delta V/V$, существует предельная величина акустического давления ΔP_p , при которой еще

сохраняется линейность процессов сжатия – растяжения в виртуальном объеме жидкой технологической среды. При превышении этой величины при растяжении образуются разрывы в жидкости, а при сжатии – возникают искажения в протекании волновых процессов (аналогично пластическим деформациям в твердом теле), приводящие к искажениям формы виртуального пространственного объема и снижению локального акустического давления.

Тогда, как показано на рис.8 линейность волновых процессов в жидкой среде сохраняется лишь в пределах $2t_1$ за половину периода выходной частоты. Тогда, для зоны II, в остальное время полупериода формируется разрыв в жидкости, при котором

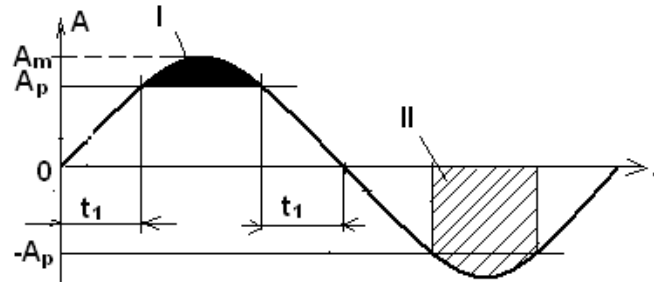


Рис. 8. Искажения волновых процессов в жидкости.

нагрузка на рабочий торец волновода-инструмента приближается к нулю, то очевидно, что эквивалентная нагрузка для полуволны с зоной II будет определяться соотношением длительностей $2t_1$ и $T/2$.

Эквивалентная нагрузка для полуволны с зоной II:

$$r_{экв2} = \frac{4t_1}{T} \rho c S = \frac{2}{\pi} \rho c S \text{Arc sin} \frac{(P_{амм} + \rho gh) \lambda \chi^2}{3A_m}$$

эквивалентная нагрузка для полуволны с зоной I:

$$r_{экв1} = \left(1 - \frac{4t_1}{T}\right) \frac{P_{амм}}{\omega A_m} S$$

Когда процесс выходит за пределы линейности, с учетом всего вышеизложенного, мы приходим к выражению для эквивалентной активной механической нагрузки:

$$\begin{aligned} r_{экв} &= r_{экв1} + r_{экв2} = \left(1 - \frac{4t_1}{T}\right) \frac{P_{амм}}{\omega A_m} S + \frac{2}{\pi} (\rho c)_{эфф} S \text{Arc sin} \frac{(P_{амм} + \rho gh) \lambda \chi^2}{3A_m} = \\ &= \left(1 - \frac{2}{\pi} \text{Arc sin} \frac{(P_{амм} + \rho gh) \lambda \chi^2}{3A_m}\right) \frac{P_{амм}}{\omega A_m} S + \frac{2}{\pi} (\rho c)_{эфф} S \text{Arc sin} \frac{(P_{амм} + \rho gh) \lambda \chi^2}{3A_m} \end{aligned}$$

Или в относительном виде:

$$\frac{r_{экв}}{(\rho c)_{эфф} S} = \left(1 - \frac{2}{\pi} \text{Arc sin} \frac{(P_{амм} + \rho gh) \lambda \chi^2}{3A_m}\right) \frac{P_{амм}}{\omega A_m (\rho c)_{эфф}} + \frac{2}{\pi} \text{Arc sin} \frac{(P_{амм} + \rho gh) \lambda \chi^2}{3A_m}$$

Полученная зависимость приведена на рис.9, где также показана экспериментально полученная кривая.

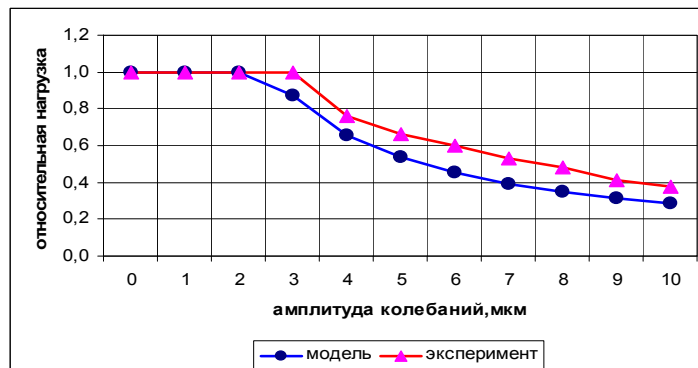


Рис.9. Относительная эквивалентная активная нагрузка.

В результате проведенных теоретических и экспериментальных исследований предложены варианты общей эквивалентной схемы нагрузки для жидких или жидкоподобных сред (рис.7),

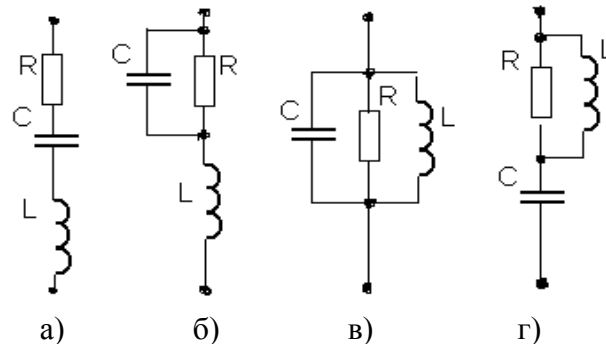


Рис.10. Варианты эквивалентной схемы нагрузки при работе на жидкие и жидкоподобные среды.

Особенность иммерсионной схемы заключается в сильной зависимости интенсивности кавитации от расстояния между излучающей поверхностью волновода-инструмента и очищаемой технологической поверхностью. Исследования показали, что ультразвуковая обработка протекает успешно при правильном выборе зазоров между обрабатываемой поверхностью и волноводом – инструментом. На рис.11 представлены зависимости механического напряжения, возникающие в образце под действием кавитации от величины зазора при различных амплитудах смещения рабочей поверхности волновода-инструмента. Очевидно, что оптимальная величина зазора составляет около 0,5 мм.

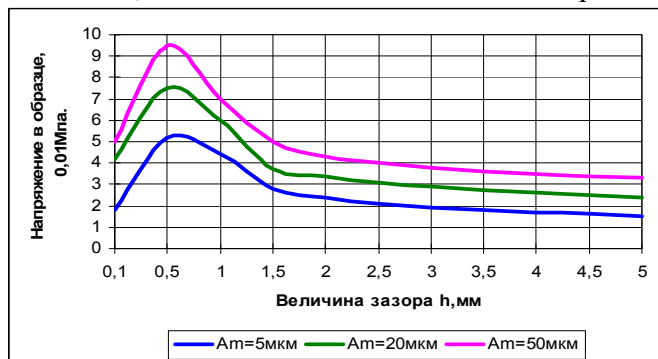


Рис. 11. Влияние величины зазора между волноводом и поверхностью на возбуждение колебаний в обрабатываемом материале при различных амплитудах колебаний волновода.

Наиболее рациональным представляется способ, обеспечивающий возбуждение ультразвуковых колебаний в зоне контакта поверхности с жидким раствором.

Боковая поверхность волновода-инструмента работает в рамках варианта нагрузки на жидкие среды, а торцевая поверхность в условиях тонкого слоя. Для жидкости в объеме между торцом инструмента и поверхностью кости следует учитывать не только массу, но и упругость, так как расширение этого объема в боковые стороны затруднено из-за сопротивления окружающих слоев жидкости. Тогда для упругой составляющей нагрузки:

$$k = \frac{\Delta V}{V\chi} \frac{S}{A_m} = \frac{2A_m}{h\chi} \frac{S}{A_m} = \frac{2S}{h\chi}.$$

При оценке активной составляющей нагрузки при работе в тонком слое необходимо учитывать, что процессы идут в пространстве, ограниченном толщиной слоя, т.е. с одной стороны излучающей поверхностью ультразвукового волновода-инструмента, а с другой технологической поверхностью обрабатываемой костной ткани.

$$\frac{r_{\text{экв}}}{(\rho c)S} = \left(1 - \frac{2}{\pi} \text{Arcsin} \frac{(P_{\text{амм}} + \rho gh)H\chi}{2A_m} \right) \frac{P_{\text{амм}}}{\omega A_m (\rho c)} + \frac{2}{\pi} \text{Arcsin} \frac{(P_{\text{амм}} + \rho gh)H\chi}{2A_m}$$

Полученные зависимости от величины зазора (толщины слоя - H) приведены на рис.12.

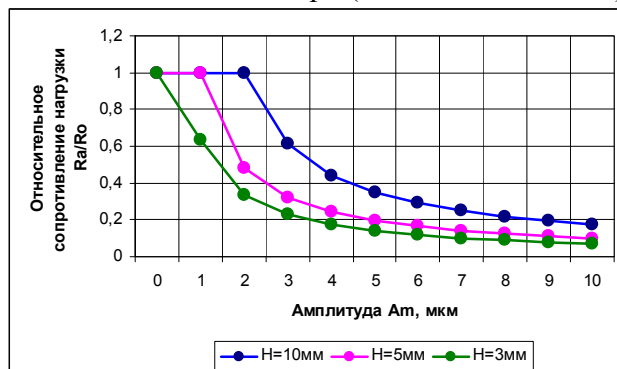


Рис. 12. Изменение относительной активной нагрузки в зависимости от амплитуды колебаний при различных величинах рабочих зазоров при иммерсионном режиме работы.

Кроме различия в волновых размерах и граничных условиях реализаций иммерсионного варианта и схемы тонкого слоя, между ними существует принципиальное различие в природе волновых полей.

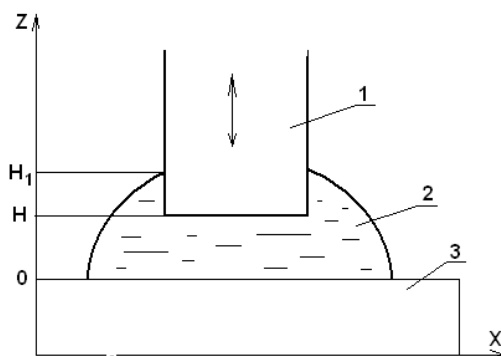


Рис. 13 Модельное представление ультразвуковой обработки по схеме тонкого слоя: 1 – волновод, 2 – капля жидкости, 3 – обрабатываемая поверхность.

Волновая обстановка в исследуемой схеме рис.13 описывается полем вязких волн в плоском жидком слое. Волны распространяются перпендикулярно боковой поверхности ультразвукового инструмента и обрабатываемой поверхности. При построении электроакустической модели нагрузки для ультразвукового воздействия, осуществляемого по схеме тонкого слоя, учитывались следующие факты:

- под действием ультразвука происходит развитие обрабатываемой поверхности;
- в зоне контакта жидкость – обрабатываемая поверхность протекают процессы физико-химического взаимодействия, включающие смачивание поверхности жидкостью, диффузионные процессы, а также химическое взаимодействие фаз.

Рассмотрены в общем виде составляющие импеданса нагрузки. От торца колеблющегося инструмента в каплю жидкости передается колебательная энергия, уменьшенная на величину энергии, излученной инструментом в воздух и израсходованной на образование поверхностно-капиллярных волн на поверхности капли. Импеданс преобразования Z_{a1} (рис. 14-а). За вычетом указанных потерь колебательная энергия перейдет в каплю. Импеданс, характеризующий эти процессы, Z_{a2} . Энергия в капле расходуется на раскачку частиц жидкости, создание кавитации, акустических

течений, на поглощение, приводящее к повышению температуры жидкости в капле. Часть энергии поступит в материал обрабатываемой поверхности.

Импеданс потерь (потери на раскачку приповерхностных слоев материала, генерацию поверхностной продольно-поперечной волны) на границе жидкость - обрабатываемая поверхность - Z_{a3} . Часть энергии излучается в толщу материала (импеданс Z_{a4}).

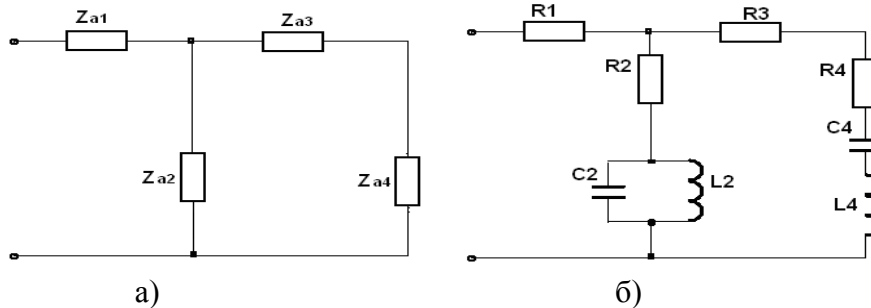


Рис.14. Эквивалентная схема нагрузки при работе в тонком слое.

В результате проведенного синтеза получены общие эквивалентные схемы электроакустического тракта УЗМА для различных типов колебаний, используемых рабочими окончаниями волноводов-инструментов, а также для их возможных комбинаций (рис.15)

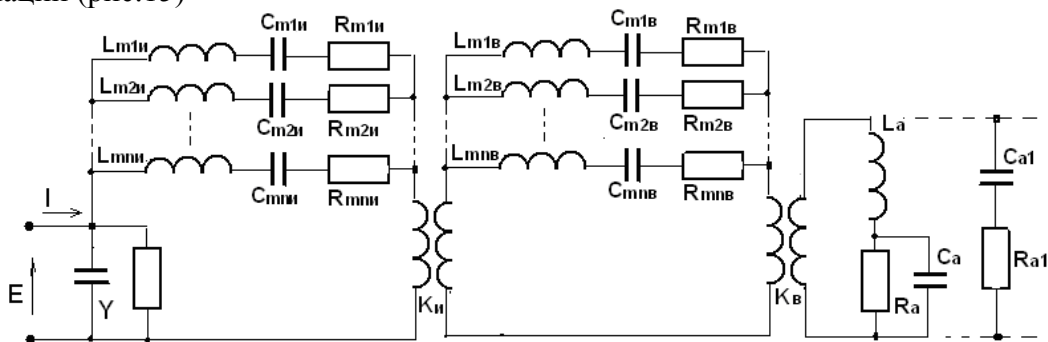


Рис.15. Излучатель, волновод и технологическая нагрузка для продольных колебаний при работе на жидкие и твердые нагрузки.

Таким образом, вопрос синтеза аппарата в целом предполагает стыковку найденных структурных составляющих в единую систему, обеспечивающую возможность полноценного анализа процессов, происходящих в ней, при соответствующей адекватности перевода основных режимов системы в электроакустические параметры реального и изоморфного ей УЗМА.

В третьей главе рассмотрены вопросы теоретико-экспериментальных исследований эффективности функционирования аппарата на базе полученных эквивалентных схем.

Исследованы параметры, определяющие специфику работы УЗМА: динамический диапазон нагрузки, соотношения между амплитудой, нагрузкой и мощностью, влияние нагрузки на фазо-частотные и амплитудно-частотные характеристики.

Автором проведены исследования по определению влияния боковой поверхности волновода-инструмента на полный импеданс нагрузки ультразвукового излучателя и эффективность работы аппарата на значительных глубинах погружения волноводов в жидкую среду. Показано, что радиальная составляющая амплитуд колебаний сдвинута относительно осевой на четверть длины волны:

$$A_{pad} = A_m \mu \frac{d}{l} \sin \frac{\omega}{c} h$$

В соответствии с эквивалентной схемой волновода, для импеданса полной нагрузки волновода инструмента (с учетом как торцевой, так и боковой поверхности) она примет вид (рис.16.)

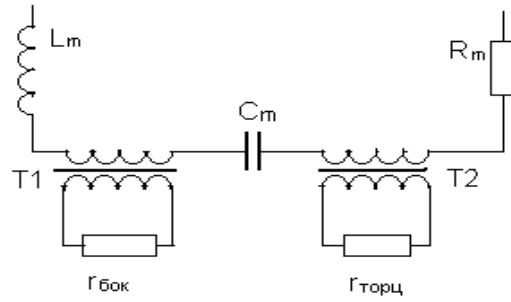


Рис.16.

И тогда приведенная к входному торцу волновода-инструмента активная составляющая импеданса боковой поверхности будет определяться как:

$$\bar{r}_{бок} = \int_0^h n^2(z) r_{бок}(z) dz = \int_0^h \rho \pi a \mu^2 \sin^2 \frac{2\pi z}{\lambda} dz = \rho \mu^2 \pi a \int_0^h \sin^2 \frac{2\pi z}{\lambda} dz.$$

Полученные зависимости активной составляющей импеданса боковой поверхности волновода – инструмента приведены на рис.17.

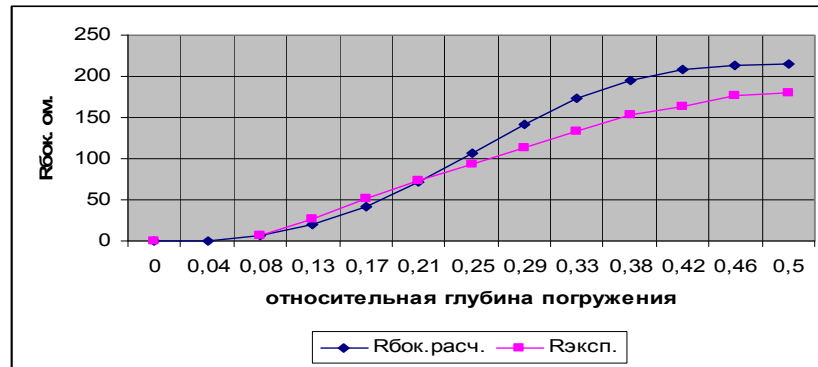


Рис.17. Кривые изменения эквивалентного сопротивления нагрузки от глубины погружения волновода - инструмента.

Автором, для исследования влияния параметров излучателя на его основные частотные характеристики использован комплексный метод расчета установившихся режимов в линейной электрической цепи. С позиции повышения эффективности работы аппарата проанализированы полученные выражения для фазового угла, активной и реактивной проводимостей продольного излучателя ланжевенновского типа.

$$g = \frac{R}{R^2 + \frac{1}{\omega^2 C_m^2} \left(\frac{\omega^2}{\omega_0^2} - 1 \right)^2};$$

$$b = \left\{ \frac{\omega C_\kappa R^2 + \frac{1}{\omega C_m} \left(\frac{\omega^2}{\omega_0^2} - 1 \right) \left[\frac{C_\kappa}{C_m} \left(\frac{\omega^2}{\omega_0^2} - 1 \right) - 1 \right]}{R^2 + \frac{1}{\omega^2 C_m^2} \left(\frac{\omega^2}{\omega_0^2} - 1 \right)^2} \right\};$$

$$\varphi = \text{Arctg} \frac{b}{g} = \text{Arctg} \left\{ \frac{\omega C_\kappa R^2 + \frac{1}{\omega C_m} \left(\frac{\omega^2}{\omega_0^2} - 1 \right) \left[\frac{C_\kappa}{C_m} \left(\frac{\omega^2}{\omega_0^2} - 1 \right) - 1 \right]}{R^2} \right\}.$$

Для этого, через использование предложенных формул электроакустического соответствия и использование фактора электроакустического изоморфизма, определены соотношения параметров эквивалентной схемы излучателя в зависимости от его конструктивных и акустических параметров

$$C_m = K_i^2 \frac{2L}{ES\alpha_n^2(1 + q\cos^2\alpha_n)} = \frac{e_{33}^2 S_p^2}{b^2} \cos^2\left(\frac{\omega_0 a}{c}\right) \frac{2L}{ES\alpha_n^2(1 + q\cos^2\alpha_n)}$$

$$L_m = \frac{1}{K_i^2} \frac{1}{2} (1 + q\cos^2\alpha_n) M_0 = \frac{b^2(1 + q\cos^2\alpha_n) M_0}{e_{33}^2 S_p^2 \cos^2\left(\frac{\omega_0 a}{c}\right)}.$$

Не менее важно оценить уровень реактивных составляющих нагрузки. Для случая жидких и жидкоподобных нагрузок, они могут оцениваться в соответствии с выражениями, полученными во второй главе.

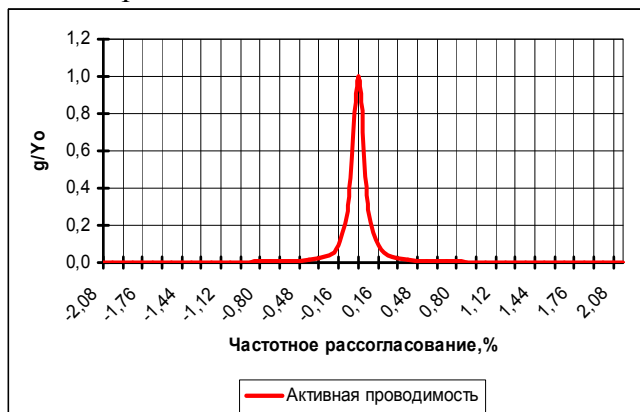
$$C_n = \frac{1}{k} K_i^2 = \frac{2\lambda\chi}{3S} \frac{e_{33}^2 S_p^2}{b^2} \cos^2\left(\frac{\omega_0 a}{c}\right),$$

$$L_n = \frac{m}{K_i^2} = \frac{2\sigma\pi D b^2}{g e_{33}^2 S_p^2 \cos\left(\frac{\omega_0 a}{c}\right)}.$$

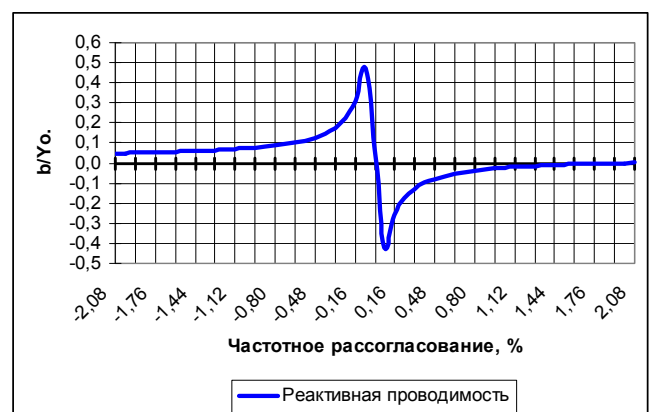
Для анализа общих свойств ультразвукового пьезокерамического излучателя продольного типа и тенденций их изменения предложено использовать относительные (или нормированные) параметры, а не их абсолютные величины, для чего определена система базовых единиц:

- относительная частота - ω/ω_0 , или параметр ухода относительной частоты от резонансной в процентах - $(\omega/\omega_0 - 1) \cdot 100\%$;
- относительная проводимость, нормированная к максимальному параметру холостого хода излучателя - $y/y_{xx(\max)}$;
- относительное сопротивление нагрузки, приведенное к потерям в излучателе - $(R_m + R_n)/R_m$;

Анализ частотных характеристик ультразвукового излучателя в режиме холостого хода, полученных при расчете по вышеприведенным формулам и приведенных на рис.18 в сравнении с экспериментальной кривой (рис.18-г) показывает их хорошее соответствие и в то же время:



а)



б)



в)



г)

Рис.18. Частотные характеристики продольного УЗ излучателя в режиме холостого хода.

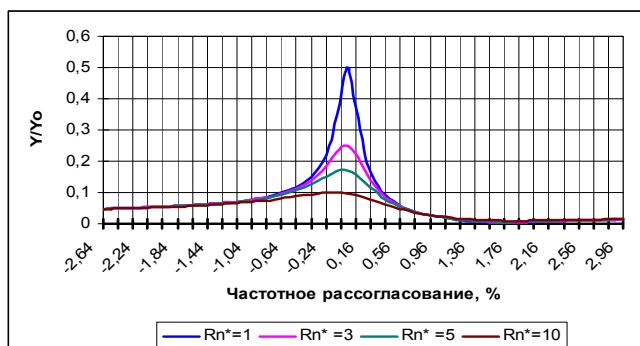
- их очевидную несимметричность относительно резонансной частоты (исключая характеристику активной проводимости);

- наличие критической точки при уходе частоты от резонансной (вторая точка перехода кривой реактивной проводимости через 0), которая определяет частотную границу повторной смены типа проводимости у излучателя. Ее наличие меняет фазовую характеристику излучателя и связано с наличием в рассматриваемой схеме собственной емкости используемого пьезоматериала C_k ;

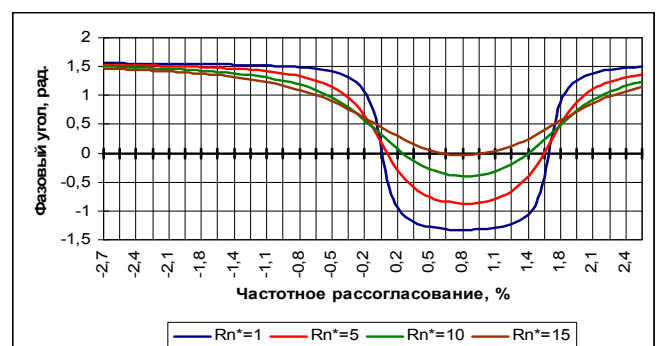
- очень высокую добротность системы, описываемую данными кривыми. По оценке кривой активной проводимости добротность составляет около 600, что практически исключает возможность применения схем возбуждения подобной системы в ручном режиме и, безусловно, требует наличия высокоточных систем автоматической подстройки частоты.

Установлено, что для исследования свойств, как отдельных элементов, так и всего электроакустического тракта, необходимо оценивать не импеданс, а иммитанс (т.е. входную проводимость) системы, как наиболее информативный и адекватный условиям протекания технологического процесса параметр.

Впервые проведена оценка влияния реактивных составляющих нагрузки на фазо-частотные и амплитудно-частотные характеристики электроакустического тракта (рис. 19-в,г). Установлено снижение добротности системы с постепенным вырождением резонансных свойств по мере увеличения сопротивления нагрузки. Как видно из фазо-частотной характеристики излучателя (рис.19-б) уже при десятикратном превышении сопротивлением нагрузки величины собственного сопротивления потерь излучателя, даже теоретически фазовое регулирование частоты становится невозможным.



а)



б)

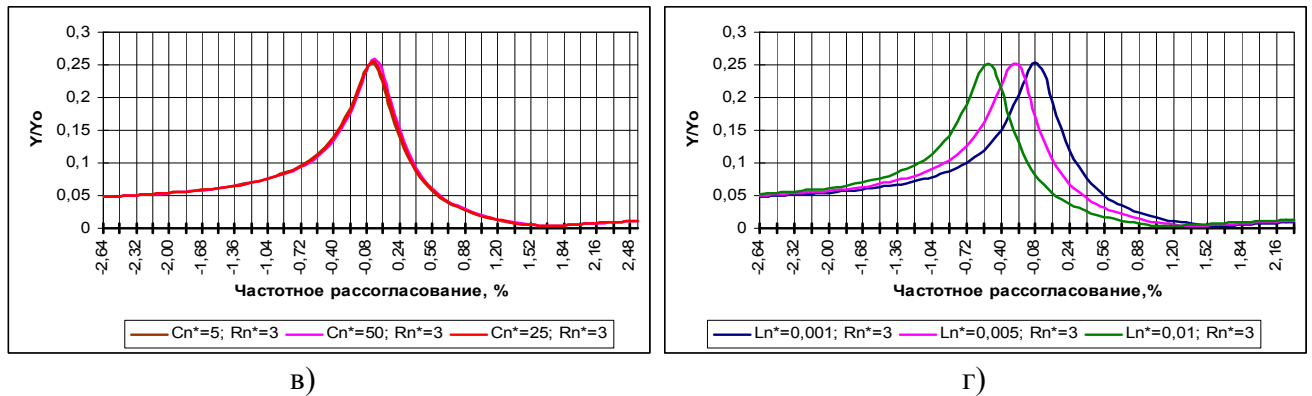


Рис.19. Частотные характеристики излучателя при разных значениях относительного сопротивления активной и реактивной нагрузки.

С целью исключения указанных проблем, автором предложен метод симметрирования частотных и нагрузочных характеристик, который заключается в правильном выборе и подключении дополнительной симметрирующей индуктивности L_s параллельно конденсатору C_k (рис.20).

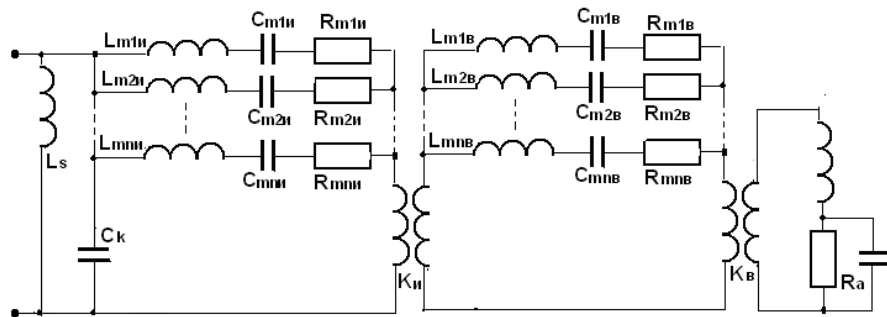
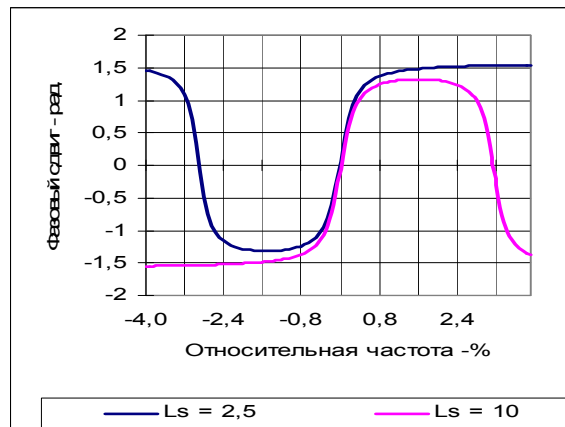
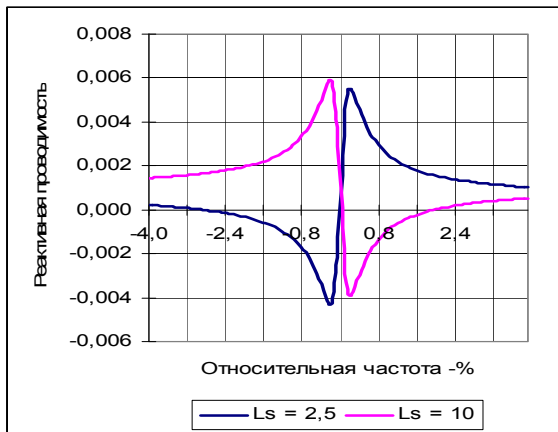


Рис.20. Эквивалентная схема излучателя с симметрирующей индуктивностью.

При правильном выборе симметрирующей индуктивности, ее оптимальное значение лежит в области величин, соответствующих частоте основного резонанса пьезокерамического излучателя для параллельного контура, образованного конденсатором C_k и индуктивностью L_s .

На рис. 21 показано влияние неправильно (а,б) и правильно (в,г) выбранной величины симметрирующей индуктивности L_s на характер частотной зависимости реактивной проводимости системы b_1 и на ее фазовую характеристику φ .

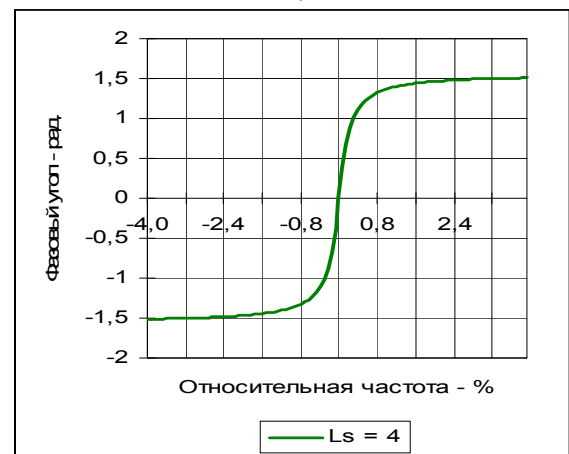


а)

б)



в)



г)

Рис.21. Влияние симметрирующей индуктивности на частотные характеристики излучателя.

Анализ влияния относительной величины симметрирующей индуктивности на величину относительного частотного сдвига критической точки второго фазового перехода (рис.22) позволяет сделать следующие выводы:

- полученная кривая имеет явно выраженный максимум, при величине симметрирующей индуктивности, соответствующей совпадению резонансной частоты контура $L_s C_k$ - основной резонансной частоте системы ω_0 ;



Рис.22. Влияние относительной величины симметрирующей индуктивности на величину относительного частотного сдвига критической точки второго фазового перехода

- для устойчивого фазочастотного регулирования акустической системы достаточно иметь характеристики, сохраняющиеся при частотном рассогласовании в $\pm 6\%$ от резонанса, что для данной кривой соответствует возможности изменения величины симметрирующей индуктивности не менее чем на $\pm 15\%$;

- изменение величины активного сопротивления нагрузки, в диапазоне от 1 до 20, не влияет на характер кривой, что позволяет говорить об эффективности предложенного способа симметрирования фазочастотных характеристик пьезокерамического излучателя при его работе на широкодиапазонную нагрузку.

На основании анализа общих эквивалентных схем электроакустического тракта и особенностей построения генераторных схем для УЗМА, автором предложен метод повышения нагрузочной способности пьезокерамического излучателя без изменения его весогабаритных и конструктивных показателей. При рассмотрении и анализе общей изоморфной схемы излучателя, было установлено, что необходимый эффект «кажущегося» увеличения его индуктивной (массовой) составляющей может быть достигнут за счет включения в схему дополнительной индуктивности L_k (см. рис.23).

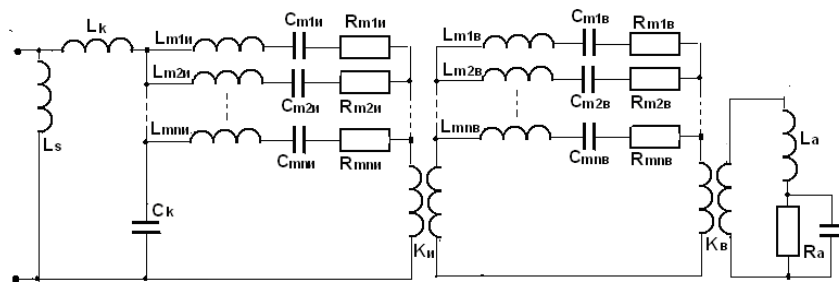


Рис.23. Эквивалентная схема излучателя с дополнительной индуктивностью.

Оценивая полученные результаты (рис.24), следует отметить, что:

- введение дополнительной индуктивности L_k приводит к пропорциональному уменьшению влияния активной нагрузки на колебательные свойства излучателя за счет увеличения его эффективной полной проводимости Y ;

- помимо увеличения полной проводимости излучателя, введение L_k приводит к частотному сдвигу резонансной частоты системы в целом, пропорционально величине L_k ;

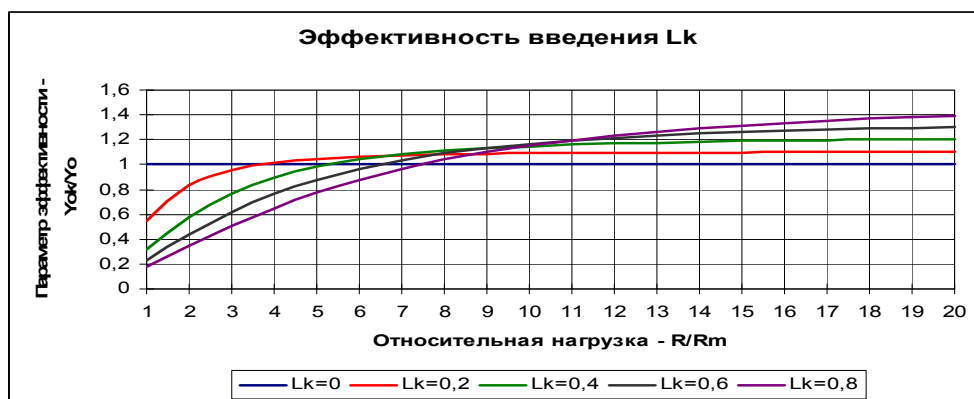


Рис.24. Эффективность использования дополнительной индуктивности L_k в зависимости от величины нагрузки для различных значений L_k .

- сдвиг резонансной частоты системы приводит к снижению амплитуды колебаний рабочего торца ультразвукового пьезокерамического излучателя продольного типа (при постоянстве возбуждающего напряжения), что объясняется возникающей разницей между частотами механического (при $L_k = 0$) и электрического (при $L_k \neq 0$) резонансов акустической системы в целом;

- применение дополнительной индуктивности оправдано и эффективно лишь для больших нагрузок (когда $R_n^* \geq 5 - 7$), либо для акустических систем с малой добротностью (с большими значениями R_m).

Использование полученных результатов позволило вдвое повысить нагрузочную способность излучателя и в три раза увеличить частотный диапазон устойчивого фазового регулирования.

В четвертой главе рассмотрены вопросы повышения эффективности использования ультразвуковых медицинских аппаратов за счет новых схемотехнических решений генераторных систем и придания им адаптивных свойств.

На основании проведенного анализа, установлены критические параметры, наиболее полно отражающие требования практикующего врача к ультразвуковым медицинским аппаратам. Это: надежность, безопасность, простота в обращении и обслуживании, широкий диапазон регулирования и устойчивого удержания основного технологического параметра, сохранение эффекта воздействия при регулировании, возможность долговременной работы, хорошие сервисные функции (необходимая индикация и информация о качестве технологического процесса). Очевидно, что большая часть этих требований касается конструктивных и схемотехнических решений, определяющих процесс проектирования ультразвукового медицинского аппарата. Центральным энергоформирующим звеном аппарата является ультразвуковой генератор. Автором проведен сравнительный анализ различных ультразвуковых генераторов (тиристорных и транзисторных, автогенераторных и с независимым возбуждением). Показано, что для весогабаритной, частотной и мощностной гаммы медицинских аппаратов для терапии и хирургии, наиболее подходящими являются транзисторные полумостовые генераторы с независимым возбуждением.

Одна из основных тенденций современной микроэлектроники – увеличение степени интеграции, объединение на одном кристалле или в одном корпусе максимального количества компонентов для полного решения какой либо задачи. В области силовой электроники эта тенденция привела к разработке силовых модулей мостовых и полумостовых конфигураций (см.рис.25).

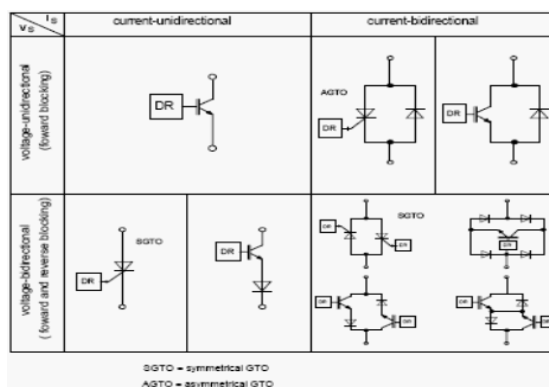


Рис.25. Силовые модули различных конфигураций

Появление технологий MOSFET и IGBT – создания силовых модулей полупроводниковых структур, а также разработка и совершенствование микросхем управления этими структурами (так называемыми драйверами) привело к созданию силовых электронных ключей, которые, заменив собою традиционные транзисторы, открыли новые возможности в вопросах проектирования эффективных, малогабаритных и мощных генераторов для УЗМА (рис.26).

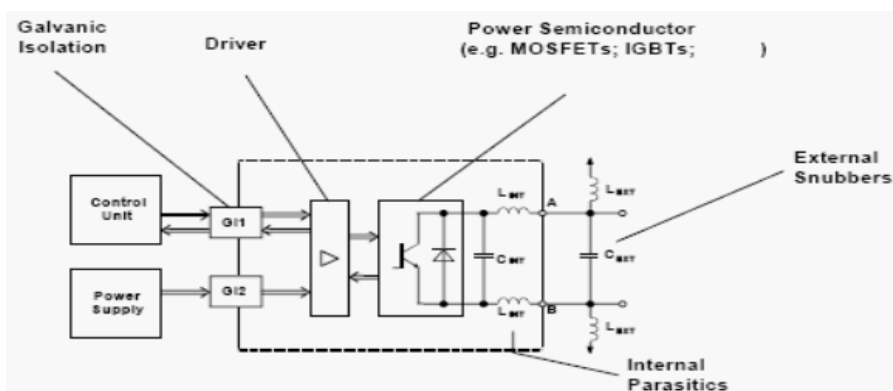


Рис. 26. Силовая электронная система переключения

Для генераторов УЗМА наиболее подходят транзисторы средней мощности (токи до десятков ампер и напряжения до 1000 В), предпочтительнее выполненные по технологии MOSFET (как более высокочастотные). Их основные достоинства - это и минимальные затраты энергии по цепи управления и высокие значения предельно допустимых параметров по прямому току и напряжению в закрытом состоянии, малые потери при высоких частотах переключения (до 1МГц) и широкая область предельных режимов работы.

Для реализации этих преимуществ были разработаны специальные управляющие системы – драйверы. Имеется много вариантов аппаратной реализации MOSFET/IGBT драйверов. Микросхемы драйверов наиболее привлекательны для разработчиков. Это проявляется в их компактности, коротких временах задержки распространения сигналов в драйвере, коротком времени нарастания и спада сигнала при переключении, в предсказуемости и серийной воспроизводимости их технических характеристик, а также экономии времени и средств разработчика при проектировании УЗМА. В большинстве случаев современные драйверы представляют собой монолитные микросхемы, которые могут предназначаться для одианных, полумостовых и мостовых драйверов разной конфигурации.

Наивысшим достижением интегральной техники на сегодня является создание интеллектуальных силовых модулей IPM (Intelligent Power Module) – мощных импульсных высоковольтных усилителей, управляемых логическими сигналами.

Автором, в результате проведенных исследований и разработок, предложен в качестве эффективного решения ультразвукового генератора гибридный модуль, содержащий IGBT или MOSFET транзисторы, соединенные в определенной конфигурации (полумост), схему управления и драйвер, оптимизированный по характеристикам управления затвора силовых транзисторов со схемой защиты от перегрузок (Патент РФ № 2260899 «Транзисторный генератор для резонансных нагрузок»).

Пятая глава посвящена вопросам проектирования систем авторегулирования и управления генератором для обеспечения устойчивой работы его на пьезокерамический излучатель.

Эффективная работа излучателя возможна лишь в случае точного совпадения частоты генератора и собственной частоты волноводно-акустической системы. В этом плане возникающее рассогласование между рабочей частотой генератора и резонансной частотой колебательной системы определяется влиянием внешних воздействий на эти два узла. Автором проведена классификация этих факторов на рис.27.

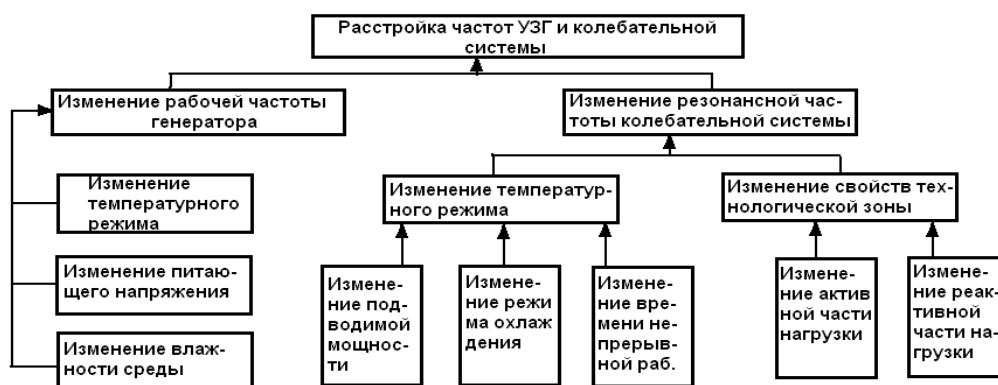


Рис.27. Факторы, влияющие на стабильность амплитуды механических колебаний излучающей поверхности колебательной системы посредством частотного рассогласования.

Для поддержания постоянной точности настройки генератора в резонанс с акустической системой разработаны различные варианты схем, основанные на автоматической подстройке частоты посредством акустической обратной связи (АОС) колебательной системы с генератором. Наличие автоподстройки частоты исключает необходимость подстройки ее во время работы, что, как правило, осуществить практически невозможно. Обычно, в этих схемах с помощью какого-либо датчика замеряется собственная частота преобразователя в рабочем режиме, и сигнал датчика поступает на вход генерирующего устройства или мощного усилителя. Применяются также различные виды обратной связи по току или напряжению, в цепи питания преобразователя. На рис.28 приведена классификация устройств управления частотой ультразвукового генератора для УЗМА.

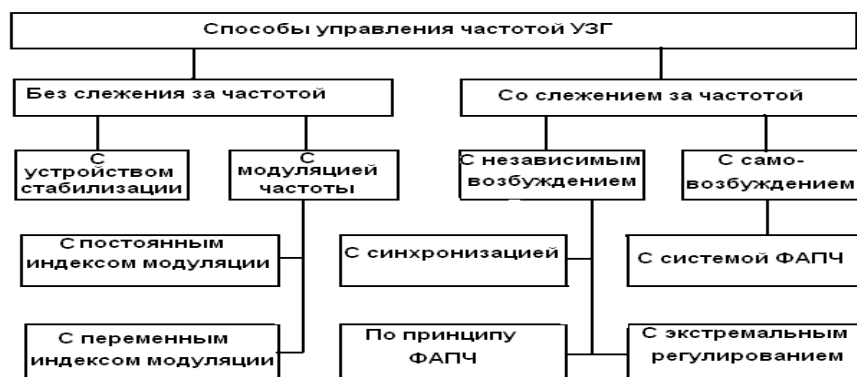


Рис.28. Классификация способов управления частотой ультразвукового генератора.

Основная задача любого генератора, работающего на резонансную нагрузку – обеспечивать поддержание резонансного режима работы. При относительно простых эквивалентных схемах резонансной нагрузки, приближающихся в резонансных режимах к простейшим резонансным контурам, наиболее предпочтительной системой регулирования частоты является фазовая. В своем стандартном исполнении такая система сложна в исполнении, инерционна за счет используемых фильтров, требует наличия нескольких датчиков, поскольку должна обеспечивать выполнение определенных фазовых соотношений между выходным током и выходным напряжением, должна содержать блоки преобразования сравниваемых сигналов и блоки формирования управляющих сигналов.

Для определения наиболее эффективного метода частотного регулирования в ультразвуковых медицинских аппаратах, использующих пьезокерамические ультразвуковые излучатели, автором рассмотрены существующие способы и устройства управления и проведен их сопоставительный анализ.

Показано, что использование современных транзисторов и последних разработок в микросхемотехнике полумостовых драйверов (например, разработка фирмы IR, США) позволяет обеспечить высокую надежность работы полумостового инвертора за счет формирования оптимальных режимов управления транзисторами. Основным недостатком при использовании такого типа генераторов для работы на резонансные нагрузки является отсутствие стандартной системы автоподстройки частоты генератора, что приводит к необходимости значительного усложнения схемного решения в целом, снижению надежности работы, снижению быстродействия и возникновению опасных переходных процессов.

Для повышения эффективности работы транзисторного генератора на резонансную нагрузку, характерную для пьезокерамического ультразвукового излучателя, используемого, в частности, в аппаратах для терапии и хирургии, автором предложен транзисторный генератор для резонансных нагрузок, содержащий полумостовой инвертор на IGBT транзисторах, управляемых включенным по типовой схеме драйвером полумоста с внутренним генератором и внешней времязадающей RC - цепью, выполненным по MOSFET технологии, для которого автором разработана и запатентована система фазовой автоподстройки частоты, осуществляемая путем прямого преобразования фазового сдвига в частотное изменение, что позволяет минимизировать длительность переходных процессов, с одной стороны, и обеспечить повышенный диапазон удержания резонансного режима при воздействии различных дестабилизирующих факторов (рис.29).

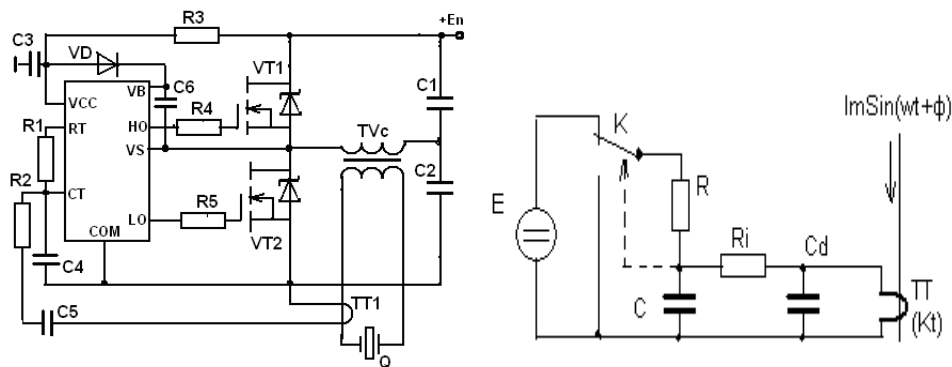


Рис.29. Принципиальная схема генератора с ФАПЧ и эквивалентная схема ФАПЧ

В результате проведенных теоретических и экспериментальных исследований новой системы фазовой автоподстройки частоты, определена фазо-частотная характеристика системы и установлены ограничения на величины параметров

$$f = \frac{1}{RC \ln \frac{\omega^2 C C_D R_i U_B}{\omega^2 C C_D R_i U_H - 2 K_t I_m \sin \varphi} + RC \ln \frac{C_D R_i \omega^2 C (E - U_H)}{(E - U_B) \omega^2 C C_D R_i - 2 K_t I_m \sin \varphi}}$$

составляющих ее элементов (рис.30):



Рис..30. Зависимость f от φ для элемента структурной схемы под названием драйвер

Автором проведен сравнительный анализ систем и способов регулирования и управления выходным параметром в УЗМА (рис.31).



Рис.31. Основные методы регулирования выходного параметра УЗ генератора.

Установлено, что большинству требований, предъявляемых к системам управления выходным параметром УЗМА, удовлетворяет метод изменения напряжения, питающего высокочастотную часть (инвертор) УЗМА, реализованный путем использования понижающего DC/DC преобразователя. На базе новых схемотехнических решений, за счет использования возможностей предоставляемых MOSFET – транзисторами и драйверами

предложен и исследован понижающий высоковольтный DC/DC преобразователь с функциями, как стабилизации, так и управления (рис. 32).

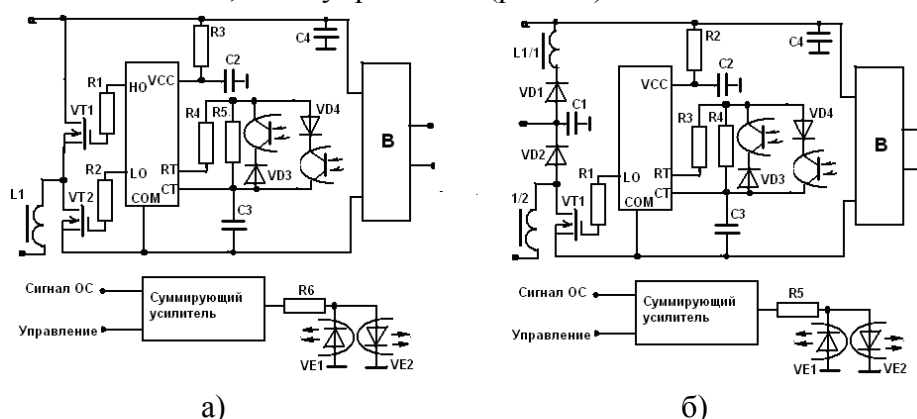


Рис. 32. Высоковольтные DC/DC преобразователи для УЗМА (а - синхронный, б - обычный).

Показано, что максимальная частота преобразования обратно пропорциональна произведению коэффициента регулирования на динамический диапазон технологической нагрузки, и, кроме того, определяется величиной «мертвого времени» используемого драйвера.

$$f_{np.max} = \frac{1}{T} = \frac{I_{min} R_{min}}{t_{1.min} I_{max} R_{max}}$$

На основании проведенных теоретических и экспериментальных исследований автором установлено, что вид внешней вольтамперной характеристики генератора полностью определяется характером управляющего воздействия регулятора и, при использовании микропроцессорных систем, может быть оперативно сформирована любая выходная вольтамперная характеристика, адаптированная к меняющимся в процессе операции требованиям технологического воздействия.

Для обеспечения высокой эксплуатационной надежности работы аппарата разработана адаптивная система термостабилизации режима работы силовых управляемых элементов DC/DC регулятора и инвертора. Она обеспечивает:

- снижение количества необходимых теплоотводящих элементов, по крайней мере, вдвое, при сохранении потребной поверхности рассеяния;
- самонастройку системы теплоотвода на отбор теплоты именно с тех ключевых элементов, которые при данном режиме работы наиболее загружены.

В шестой главе рассмотрены вопросы разработки и внедрения в медицинскую практику серии высокоэффективных терапевтических и хирургических ультразвуковых аппаратов.

Работы по практической реализации высокоамплитудных низкочастотных ультразвуковых медицинских аппаратов для терапии и хирургии проводились автором совместно с Омской государственной медицинской академией и ОАО Омским заводом «Автоматика».

Терапевтический ультразвуковой ЛОР-аппарат «Тонзиллор-М».

Данный аппарат разрабатывался по заданию ОАО «Омский завод Автоматика» на замену ранее выпускавшемуся аппарату «Тонзиллор-2». По сравнению с предшественником данный аппарат выполнен на современной элементной базе, использует запатентованные новые схемотехнические решения, как для системы автоподстройки частоты, так и для системы управления выходной мощностью.

Питание аппарата осуществляется от сети напряжением 220В при частоте 50 Гц. Рабочая частота генератора $(26.5 \pm 1,0)$ кГц. Мощность, потребляемая генератором, не более 200 Вт. Рис.33.

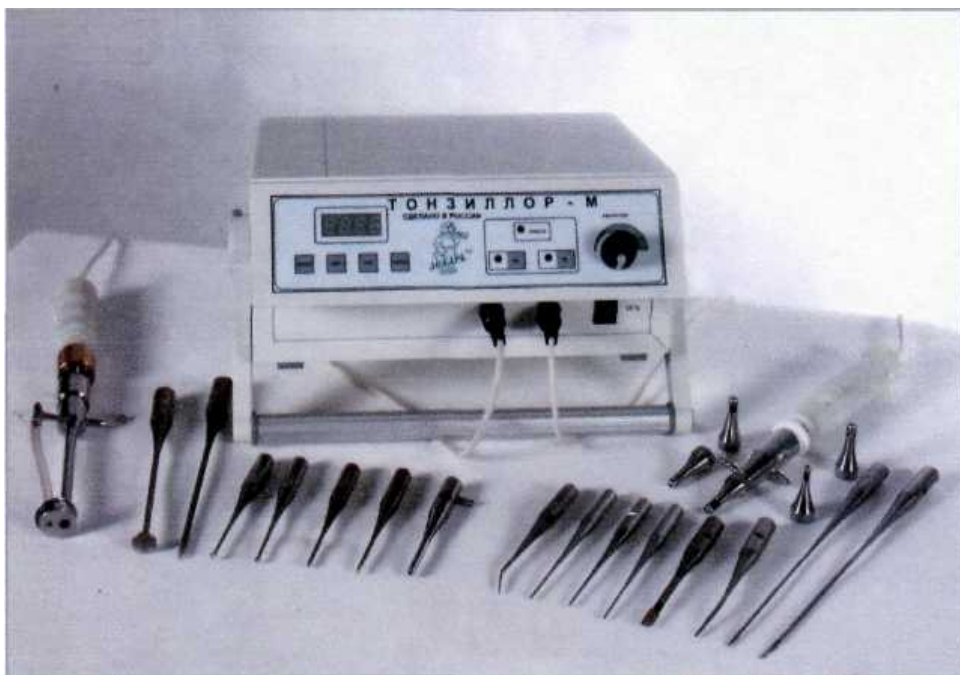


Рис.33. Аппарат «Тонзиллор-М» с акустическими узлами и набором инструментов

Данный аппарат принципиально отличается от ранее выпускаемых ультразвуковых аппаратов применением в акустических узлах (АКУ) пьезокерамических преобразователей электрических колебаний в ультразвуковые, благодаря чему стал возможен продолжительный режим работы аппарата, снижены габаритные размеры и вес акустических узлов.

В аппарате предусмотрены следующие дополнительные функции:

- введена регулировка амплитуды колебаний медицинского инструмента, позволяющая обеспечить необходимый режим озвучивания в широких пределах (практически от нуля до максимума). При этом выход волновода из резонанса исключен за счет применения в генераторе системы автоподстройки частоты;
- для контроля за установленной амплитудой колебаний инструмента на лицевой панели генератора имеется светоизлучающий индикатор амплитуды;
- для установки необходимого времени озвучивания в генераторе предусмотрен микропроцессорный таймер, обеспечивающий установку временных интервалов работы акустического узла от 10 сек до 60 мин с дискретностью 1 сек и выводом информации на экран дисплея. Время включения и отключения акустических узлов, установка временных интервалов сопровождается подачей звуковых сигналов. Текущее время озвучивания сохраняется при кратковременных отключениях акустических узлов или при переключении каналов в пределах установленного времени. Аппарат ультразвуковой «Тонзиллор-М» предназначен для консервативного и хирургического лечения заболеваний ЛОР- органов и санации гнойных ран. Применение аппарата возможно во всех медицинских учреждениях амбулаторного типа и в условиях больниц. Рассмотрены новые методики лечения ЛОР заболеваний с применением аппарата «Тонзиллор-М».

Многофункциональность аппарата обеспечивается наличием различных по своему предназначению сменных волноводов-инструментов, усиливающих амплитуду колебаний в 3-6 раз. Все волноводы изготовлены из титанового сплава и присоединяются к головке акустического узла с помощью резьбы.

Стандартная комплектация аппарата включает общий набор инструментов для ограниченного количества лечебных манипуляций и может быть существенно расширена за счет дополнительного заказа других необходимых волноводов в зависимости от специфики работы в конкретных условиях.

Ультразвуковой хирургический аппарат «Ярус».

Аппарат ультразвуковой "ЯРУС" предназначен для контактного разрушающего воздействия (резка кости, дезагрегация губчатой кости и мягких тканей), контактного неразрушающего воздействия (контактный гемостаз, костно-капиллярный дренаж, сушка поверхности губчатой кости перед цементированием), бесконтактного гидроакустического воздействия (очистка костных и тканевых поверхностей, кавитационный гемостаз, антисептическая обработка поверхностей), бесконтактного воздушно-капельного ультразвукового воздействия (дозированное нанесение растворов антибиотиков и антисептиков на обрабатываемые поверхности).

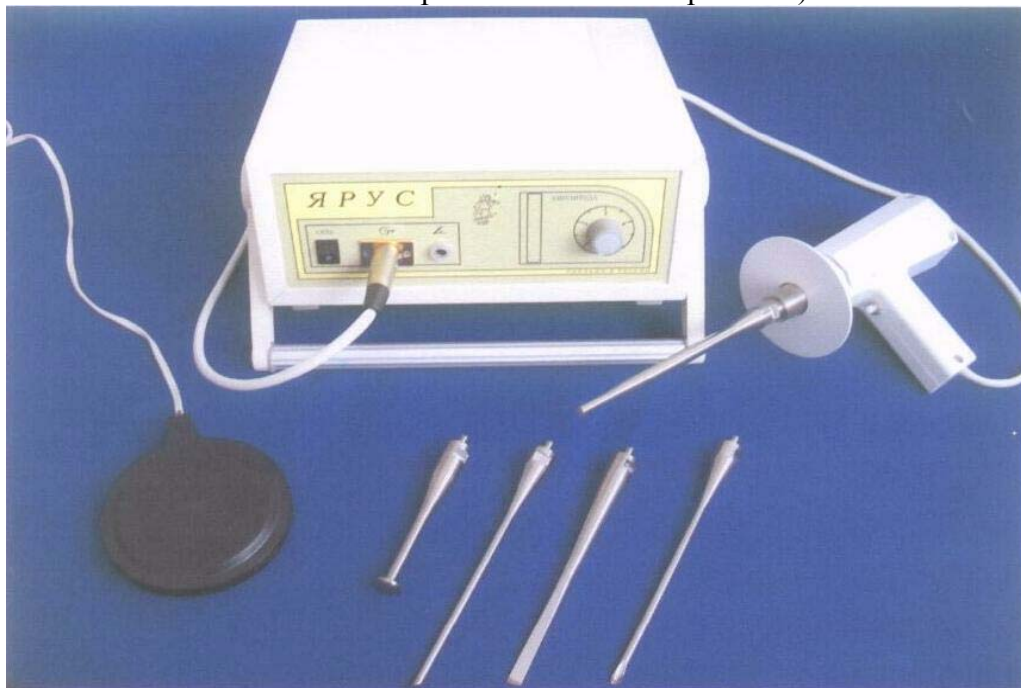


Рис.34. Аппарат «Ярус» с акустическим узлом и набором инструментов

УЗМА «Ярус» - разработка нового поколения ультразвуковых хирургических аппаратов, органично сочетающих в себе: относительную простоту схемного решения, высокую надежность работы, гибкость в управлении технологическим процессом и, самое главное, адаптивность к изменяющимся параметрам технологической среды.

Для обеспечения вышеперечисленных свойств были разработаны новые схемные решения, использующие современную элементную базу на основе MOSFET и IGBT технологий. Кроме того, в аппаратную ткань были органично вплетены независимые друг от друга системы, обеспечивающие адаптацию основных параметров хирургического аппарата к изменяющимся условиям его функционирования.

Разработанный ультразвуковой аппарат для травматологии и хирургии «Ярус» имеет до четырех независимых адаптивных систем регулирования, причем, часть из них работает по нагрузке, обеспечивая необходимые устойчивость, нагрузочную способность и компенсацию фазового разбаланса при изменениях параметров технологической среды, а часть адаптивных систем контролирует внутренние процессы в аппарате и обеспечивают необходимые условия для его безопасной, надежной и долговременной работы.

Основные решения защищены рядом патентов на изобретения и свидетельствами на полезные модели.

Разработаны, опробованы и прошли клинические испытания новые медицинские технологии в обычном и ревизионном эндопротезировании с применением аппарата «Ярус». В настоящее время Омский завод «Автоматика» приступает к его серийному производству

Заключение. Создание новой медицинской техники требует формирования физиологически обоснованных критериев построения аппаратуры, обеспечивающих ее эффективное функционирование. Определение требований к выбору параметров и характеристик аппаратуры связано с изучением процессов происходящих при взаимодействии технических средств и живого организма. При разработке хирургической и травматологической ультразвуковой аппаратуры основной интерес представляет исследование условий передачи воздействия, сформированного пьезокерамическим ультразвуковым излучателем и волноводом – инструментом к соответствующим тканям (костным, соединительным, мягким), а также выбор формы, интенсивности, длительности и других параметров воздействия, согласованных с характеристиками этих тканей.

Изучение данных вопросов требует совместного рассмотрения технических и биологических элементов в рамках единой биотехнической системы (БТС) целенаправленного действия.

Функциональная схема БТС, соответствующая рассмотренным выше положениям, приведена на рис.35.

Основные требования к техническим средствам, используемым в БТС, сформулированы в главах четвертой и пятой данной работы. Алгоритм работы БТС, с определенными упрощениями, приведен в главе шестой.

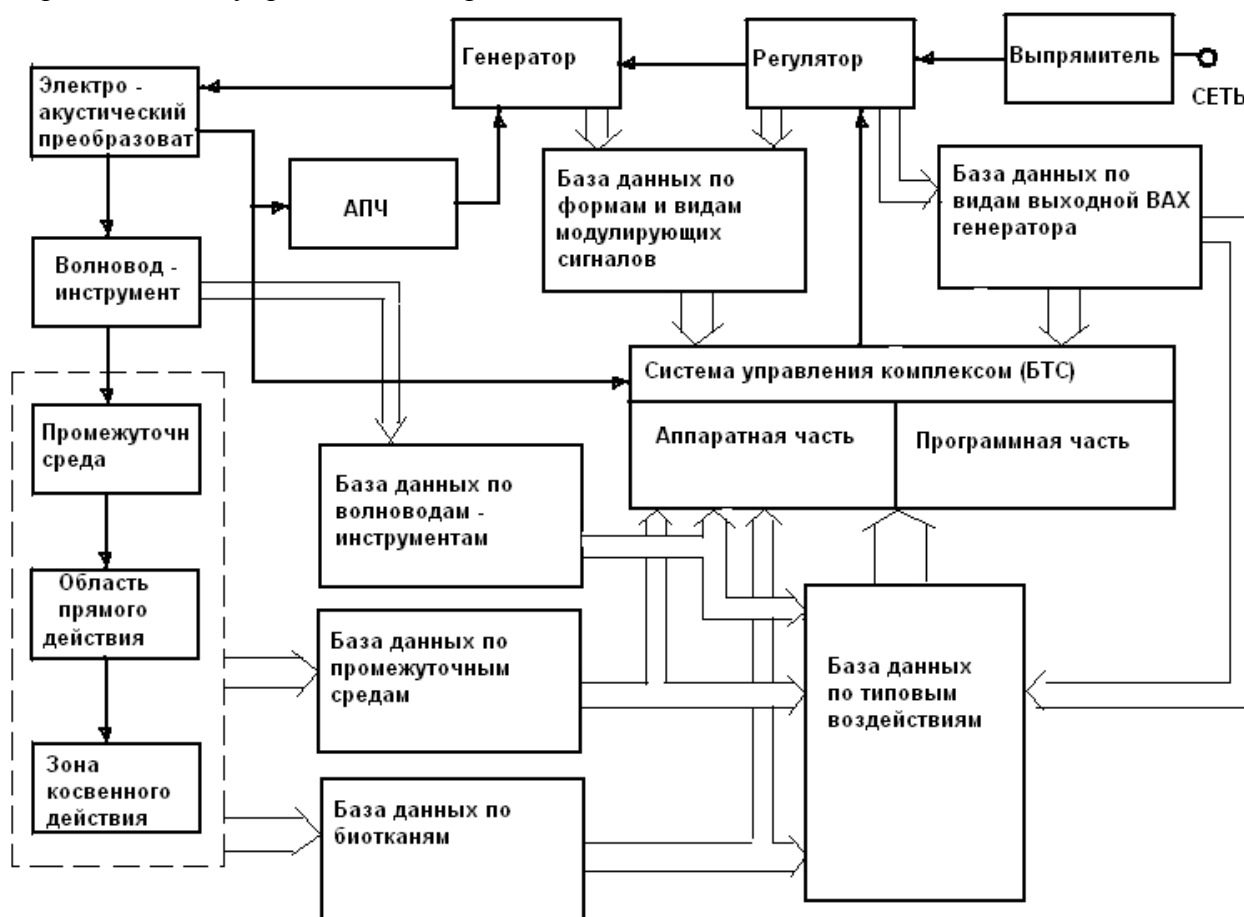


Рис.35. Функциональная схема ультразвуковой БТС для травматологии и хирургии.

Результаты и выводы.

1. Разработан комплексный метод моделирования ультразвуковой аппаратуры, основанный на объединении ее структурно-разнородных элементов в системы параллельно включенных резонансных контуров с различными модами,

описывающими входную проводимость элемента аппаратуры, при этом показано, что эти системы становятся базовыми узлами эквивалентных схем отдельных частей аппаратуры и не меняются при изменении характера колебаний.

2. Разработана новая модель взаимодействия жидкой среды с рабочей поверхностью волновода-инструмента, в которой установлена предельная величина напряженности акустического поля в среде, при которой сохраняется линейность процессов растяжения-сжатия, определяемая величиной внешнего давления на среду, определены соотношения между радиальной и осевой составляющими колебаний, теоретически рассчитана и экспериментально подтверждена зависимость эквивалентной нагрузки от глубины погружения волновода-инструмента в среду, а также установлено, что при глубинах погружения, превышающих четверть длины волны колебаний в материале волновода-инструмента, влияние боковой поверхности на величину эквивалентной нагрузки становится определяющим.
3. Впервые теоретически и экспериментально установлено, что в качестве критерия оценки технологической эффективности вводимой в среду ультразвуковой энергии непосредственно в процессе работы аппарата может быть использована амплитуда тока возбуждения излучателя, при этом определены допущения и границы применимости этого критерия.
4. Впервые разработаны, теоретически и экспериментально обоснованы эквивалентные схемы акустической нагрузки волновода-инструмента для твердых, жидких и жидкоподобных сред, и схемы, объединяющие излучатель, волновод-инструмент и нагрузку, для разных типов колебаний и видов нагрузки и определены выражения для упругой и массовой составляющих реактивной компоненты нагрузки.
5. Впервые предложены методы симметрирования частотных характеристик и повышения нагрузочной способности ультразвуковых пьезокерамических излучателей, обеспечивающие сохранение возможности устойчивого фазочастотного регулирования при значительных изменениях нагрузки.
6. Впервые, по результатам исследований взаимодействия ультразвукового инструмента с биологическими тканями, предложен комплекс новых методов высокоэффективной обработки пористых костных поверхностей и различных видов мягких тканей, метод разрушения костного клея при ревизионном эндопротезировании, а также метод ультразвукового эндопротезирования крупных суставов, при этом установлено, что достижение необходимого технологического эффекта обеспечивается лишь при определенной нагрузочной способности аппарата.
7. Разработана система фазовой автоподстройки частоты ультразвукового генератора (патент РФ № 2260899), осуществляемая путем прямого преобразования фазового сдвига в частотное изменение, обеспечивающая повышенный диапазон удержания резонансного режима при воздействии различных дестабилизирующих факторов.
8. Практически доказано, что для ультразвуковых генераторов медицинского назначения наиболее эффективными решением являются транзисторные полумостовые инверторы с независимым возбуждением; в то время как для

регулировки частоты – система фазового управления с прямым преобразованием частоты; а для регуляторов выходного (технологического) параметра – системы DC/DC-преобразований, изменяющих величину питающего полумостовой транзисторный инвертор напряжения.

9. Разработаны новые широкодиапазонные по частоте и нагрузке ультразвуковые генераторы на базе полумостовых транзисторных инверторов с управляющими драйверами, выполненными по MOSFET и IGBT технологиям, обеспечивающие использование единого унифицированного генераторного блока в аппаратном комплексе при работе с различными биотканями и их аналогами и комплекс новых технологий применения для высокоэффективной обработки мягких тканей, пористых костных поверхностей и разрушения костного клея при ревизионном эндопротезировании, а также технология ультразвукового эндопротезирования крупных суставов.
10. Предложена новая конструкция аппаратного комплекса, для технологических нагрузок повышенной мощности, обеспечивающая долговременную работу ультразвукового излучателя в условиях клиники.
11. Разработаны, прошли технические и клинические испытания и по решению Росздравнадзора РФ (приказ от 17 декабря 2007 года № 4869-Пр/07) разрешены к производству, продаже и применению на территории Российской Федерации, и, соответственно, серийно выпускаются на Омском заводе «Автоматика» низкочастотные ультразвуковые терапевтические аппаратные комплексы повышенной эффективности для оториноларингологии «Тонзиллор-М», для гинекологии «Гинетон-М», мощный ультразвуковой низкочастотный хирургический и травматологический аппаратный комплекс «Ярус»; а также готовятся к серийному производству комплексы для стоматологии «Стоматон-М» и проктологии «Проктон-М».

Основные материалы диссертации опубликованы в следующих работах

1. Акодис М.М., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Исследование и сопоставление последовательных инверторов, работающих на колебательный контур с переменными параметрами. Изв. ВУЗов. Сер. Энергетика.-1979. - №8. – С.94-97.
2. Акодис М.М., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Ультразвуковые тиристорные генераторы для электротехнологических установок. В кн.: Создание и применение аппаратуры для ультразвуковых технологических процессов. Москва, 1979.
3. Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Исследование широкодиапазонного последовательного инвертора при работе на колебательный контур с переменными параметрами. Электротехническая промышленность. Сер. Электротермия.- 1980. - № 9(217). – С.2-4.
4. Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Анализ электромагнитных процессов в автономном последовательном инверторе методом эквивалентных генераторов. Техническая электродинамика.- №2.- Киев. 1983.- С.39-45.
5. Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Исследование стабилизированного последовательного инвертора для питания магнитострикционных преобразователей. Автоматизация новейших электротехнологических процессов в машиностроении на основе применения ППЧ с целью экономии материалов, труда и энергетических ресурсов.- Уфа. – 1984.- С.112-116.

6. Шустер Я.Б., Новиков А.А., Негров Д.А. Ультразвуковой сварочный пистолет УЗСП-3. Информационный лист №56-95 ЦНТИ. - Омск. - 1995.
7. Машков Ю.К., Шустер Я.Б., Новиков А.А., Негров Д.А. Разработка волноводных систем для прессования изделий из полимерных материалов. Омский научный вестник.- 2005.- №1 (30).- С106-108.
8. Новиков А.А., Резник Л.Б., Паничкин А.В. Исследование влияния ультразвука на процессы диффузии жидкости через пористую перегородку. Омский научный вестник. – 2005.- №3 (32).- С101-109.
9. Новиков А.А. К вопросу определения фактора электроакустического изоморфизма для ультразвукового излучателя продольного типа. Доклады Академии наук высшей школы России.- 2006.- №1 (6).- С.114-121.
10. Новиков А.А. Ключев В.И., Резник Л.Б. Новые разработки высокоамплитудных ультразвуковых аппаратов с адаптивными системами для терапии и хирургии.- Медицинская техника.- 2007.- № 4 .- С.56-57.
11. Новиков А.А. Новая модель взаимодействия рабочей поверхности волновода-инструмента и жидкой среды. Омский научный вестник.-2008. Сер.:Приборы, машины и технологии.-№1.(64)-С.73-77.
12. Новиков А.А. Влияние боковой поверхности волновода-инструмента на импеданс технологической нагрузки при работе ультразвукового пьезокерамического излучателя на жидкие среды. Омский научный вестник.-2008. Сер.: Приборы, машины и технологии.-№1.(64)-С.84-87
- 13.Новиков А.А. Оценка влияния электроакустических параметров ультразвукового пьезоэлектрического излучателя продольного типа на его основные частотные характеристики. Омский научный вестник.-2008. Сер.:Приборы, машины и технологии.-№2 (68).-С.96-102.
14. Новиков А.А. Симметрирование амплитудно-частотных характеристик ультразвукового пьезокерамического излучателя. Омский научный вестник.-2008. Сер.:Приборы, машины и технологии.-№2.(68)-С.92-96.
15. Новиков А.А. Способ увеличения нагрузочной способности ультразвукового пьезокерамического излучателя. Омский научный вестник.-2008. Сер.:Приборы, машины и технологии.-№2.(68)-С.106-112.
16. Акодис М.М., Шипицын В.В., Новиков А.А. и др. Ультразвуковые тиристорные генераторы для электротехнологических установок. В кн.: Создание и применение аппаратуры для ультразвуковых технологических процессов. Материалы докладов Всесоюзного научно-технического семинара.- 1970.- Москва. С.87-90.
17. А.с. № 651442 СССР. Высокочастотный тиристорный преобразователь. / Акодис М.М., Шипицын В.В., Новиков А.А. и др., Оpubл. В БИ №9 , 1979.
18. А.с. № 668061 СССР. Устройство стабилизации выходного напряжения параллельного инвертора. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 22, 1979.
19. А.с. № 756277 СССР. Статический преобразователь переменного тока в переменный. / Акодис М.М., Шипицын В.В., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 28, 1980.
20. А.с. № 752695 СССР. Автономный инвертор. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 28, 1980.
21. А.С. № 756576 СССР. Последовательный автономный инвертор. . / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 30, 1980.
22. А.с. № 764090 СССР. Способ управления преобразователем частоты и устройство для его осуществления. . / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 34, 1980.

23. А.с. № 728095 СССР. Способ возбуждения ультразвуковых вибраторов и устройство для его реализации. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 43, 1980.
24. А.с. № 782098 СССР. Последовательный инвертор. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 43, 1980.
25. А.с. № 783964 СССР. Способ управления последовательным инвертором и устройство для его реализации. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 44, 1980.
26. А.с. № 862339 СССР. Резонансный последовательно-параллельный инвертор. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 33, 1981.
27. А.с. № 864466 СССР. Высокочастотный тиристорный преобразователь. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 34, 1981.
28. Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А., Антонова В.Н. Расчет характеристик последовательного инвертора с диодами встречного включения методом последовательных интервалов с аппроксимацией токов и напряжений.- В кн.: Тиристорно-индукционные комплексы звуковой и ультразвуковой частоты. Межвузовский сборник № 11.- Уфа. – 1982.
29. Шипицын В.В. Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Ультразвуковой тиристорный генератор УЗГ-3-4. Материалы докладов 5 Всесоюзной научно-технической конференции по ультразвуковым методам интенсификации технологических процессов. – Москва.- 1983.
30. Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А., Рухман А.А. Универсальный ультразвуковой генератор. В кн.: Проблемы преобразовательной техники. Материалы докладов Всесоюзной научно-технической конференции.- ч.4.- Киев.- 1983.- С.128-130.
31. А.с. № 909773 СССР. Преобразователь частоты с широтно-импульсным регулированием мощности. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 8, 1982.
32. А.с. № 928609 СССР. Устройство для управления трехфазным выпрямителем преобразователя частоты. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 18, 1982.
33. А.с. № 932949 СССР. Преобразователь частоты. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 20, 1982.
34. А.с. № 936363 СССР. Устройство для управления инвертором. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 22, 1982.
35. А.с. № 942557 СССР. Устройство для регулирования мощности статического преобразователя частоты. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 25, 1982.
36. А.с. № 955442 СССР. Преобразователь повышенной частоты./ Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 32, 1982.
37. Шипицын В.В., Новиков А.А., Лузгин В.И. и др. Адаптивные системы в тиристорно-технологических автоматизированных комплексах. В кн.: Применение преобразовательной техники в электроэнергетике, электроприводах и электротехнологических установках. Материалы Всесоюзной научно-технической конференции.- Тольятти.- 1984.
38. А.с. № 1069123 СССР. Способ управления преобразователем частоты и устройство для его реализации. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 3, 1984.
39. А.с. № 1201998 СССР. Резонансный последовательный инвертор. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 48, 1985.
40. А.с. № 1336176 СССР. Способ управления тиристорным преобразователем частоты. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 33, 1987.

41. А.с. № 1436238 СССР. Устройство для управления тиристорным преобразователем частоты. / Шипицын В.В., Лузгин В.И., Новиков А.А. и др. Оpubл. БИ № 41, 1988.
42. А.с. № 1488069 СССР. Автоматическая поточная линия ультразвуковой прошивки печатных плат. / Шустер Я.Б., Новиков А.А., Шипицын В.В. и др. Оpubл. БИ № 23, 1989.
43. Новиков А.А., Негров Д.А., Шустер Я.Б. Расчет ультразвуковых пьезокерамических преобразователей с инструментом-концентратором для технологических процессов. Материалы II Международной научно-технической конференции «Динамика систем, механизмов и машин». – Омск. – 1997.- С.116.
44. Патент РФ № 2086070. Ультразвуковой транзисторный генератор. / Новиков А.А., Педдер В.В.. Оpubл. БИ № 21, 1997.
45. Патент РФ № 2103795. Транзисторный генератор. / Новиков А.А., Стариков В.А., Педдер В.В. Оpubл. БИ № 3, 1998.
46. Патент РФ № 2099110. Способ лечения дифтерии. / Новиков А.А., Шкуро Ю.В., Овчинников Ю.М. и др. Оpubл. БИ № 35, ч.II, 1997.
47. Патент РФ № 2095029. Ультразвуковой хирургический инструмент. / Попов Б.Г. Новиков А.А., и др. Оpubл. БИ № 33, 1997.
48. Патент РФ № 2112571. Способ лечения хронического простатита и устройство для его осуществления. / Кузнецкий Ю.Я., Новиков А.А., Ивченко О.А. и др. Оpubл. БИ № 16, ч.II, 1998.
49. Новиков А.А., Негров Д.А., Шустер Я.Б. Анализ ультразвуковых преобразователей. Материалы III Международной научно-технической конференции «Динамика систем, механизмов и машин». – Омск. – 1999.- С.124-125.
50. Новиков А.А., Негров Д.А., Шустер Я.Б. Разработка ультразвукового инструмента с повышенной частотной устойчивостью. Материалы III Международной научно-технической конференции «Динамика систем, механизмов и машин». – Омск. – 1999.- С. 81-82.
51. Новиков А.А., Шустер Я.Б., Негров Д.А. Разработка широкополосных волноводных систем. В сб.: Прикладные задачи механики. Под ред. В.В.Евстифеева. – Омск. – Изд. ОмГТУ. – 1999.- С. 149-152.
52. Новиков А.А., Шустер Я.Б., Негров Д.А. Разработка высокоамплитудных волноводных систем. В сб.: Анализ и синтез механических систем. Под ред. В.В.Евстифеева. – Омск. – Изд. ОмГТУ. – 2004.- С. 214-217.
53. Свидетельство на полезную модель RU №18655. Ультразвуковой керамический излучатель. / Новиков А.А., Шустер Я.Б., Негров Д.А. Оpubл. БИ № 19, 2001.
54. Патент RU № 2218886. Способ эндопротезирования крупных суставов. / Резник Л.Б., Новиков А.А., Шустер Я.Б. и др. Оpubл. БИ №35, 2003.
55. Новиков А.А., Негров Д.А., Шустер Я.Б. К вопросу определения усилия стяжки пьезокерамических преобразователей продольного типа. Материалы III Международного научно-технологического конгресса «Военная техника, вооружение и технологии двойного применения». – Омск. – 2005. - Ч.1. - С. 177-178.
56. Новиков А.А., Шустер Я.Б. Внутренние потери в пьезокерамическом ультразвуковом излучателе и оценка теплового режима его работы. Тезисы докладов Международной конференции «Образование через науку». – Москва. – МГТУ им. Баумана. – 2005. – С.354.
57. Патент RU № 2255685. Ультразвуковой хирургический аппарат. / Новиков А.А. Шустер Я.Б., Резник Л.Б., Негров Д.А. Оpubл. – БИ № 19, 2005.
58. Патент RU № 2260899. Транзисторный генератор для резонансных нагрузок. / Новиков А.А., Шустер Я.Б., Негров Д.А., Резник Л.Б. Оpubл.- БИ № 26, 2005.
59. Новиков А.А., Шустер Я.Б., Негров Д.А., Резник Л.Б. Адаптивные системы в высокоамплитудных ультразвуковых аппаратах для терапии и хирургии. В кн.: Высокие технологии, фундаментальные и прикладные исследования, образование. Сб.

трудов II Международной научно-практической конференции. – Санкт-Петербург.- 2006.- т.4.- С249-250.

60. Новиков А.А., Резник Л.Б. Структурный анализ ультразвуковых медицинских аппаратов. Материалы первой Всероссийской научно-технической конференции «Биомедицинская техника и технологии». – Вологда. – 2006. – С.55-57.

61. Новиков А.А., Резник Л.Б. Новая технология эндопротезирования с применением высокоамплитудного низкочастотного ультразвука. Материалы первой Всероссийской научно-технической конференции «Биомедицинская техника и технологии». – Вологда. – 2006. – С.67-68.