

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение  
высшего профессионального образования «Омский государственный технический  
университет»

На правах рукописи

Лебедева Дарья Александровна

**РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ  
МЕДИЦИНСКИХ АППАРАТОВ ДЛЯ ТРАВМАТОЛОГИИ И ХИРУРГИИ,  
ШИРОКОДИАПАЗОННЫХ ПО ПАРАМЕТРАМ НАГРУЗКИ**

Специальность: 05.11.17 – Приборы, системы и изделия медицинского  
назначения

Диссертация на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Научный руководитель:  
д.т.н., профессор Новиков А.А.

Омск – 2015

## ОГЛАВЛЕНИЕ

Список сокращений и условных обозначений	4
ВВЕДЕНИЕ	5
ГЛАВА 1 АНАЛИЗ СУЩЕСТВУЮЩИХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ МЕДИЦИНСКИХ АППАРАТОВ ДЛЯ ТРАВМАТОЛОГИИ И ХИРУРГИИ	11
1.1 Биофизические основы применения ультразвука	11
1.2 Ультразвуковые аппараты для соединения, разделения и обработки биологических тканей	14
1.3 Особенности УЗМА при использовании пьезокерамических излучателей	16
1.4 Выводы	22
ГЛАВА 2 ОСОБЕННОСТИ РАБОТЫ АКУСТИЧЕСКИХ СИСТЕМ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ МЕДИЦИНСКИХ АППАРАТОВ НА ШИРОКОДИАПАЗОННУЮ НАГРУЗКУ	24
2.1 Работа генератора на пьезоизлучатель. Влияние собственной емкости. Влияние нагрузки	26
2.2 Использование $L_k$ для компенсации влияния нагрузки	30
2.3 Оценка путей и возможностей реализации фазо–частотного регулирования пьезокерамических акустических систем	36
2.4 Выводы	45
ГЛАВА 3 РАЗРАБОТКА УЛЬТРАЗВУКОВЫХ АППАРАТОВ С ПОВЫШЕННОЙ НАГРУЗОЧНОЙ СПОСОБНОСТЬЮ ДЛЯ НОВЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В ТРАВМАТОЛОГИИ И ХИРУРГИИ	47
3.1 Разработка и исследование генератора с разделением электрического и акустического резонансов без использования дополнительной индуктивности	47
3.2 Разработка и исследование генератора с разделением электрического и акустического резонансов с использованием	

дополнительной индуктивности	58
3.3 Повышение мощности и надежности работы УЗМА для травматологии и хирургии, широкодиапазонных по параметрам нагрузки	63
3.4 Разработка новых волноводов–инструментов для расширения функциональных возможностей УЗМА для травматологии	67
3.5 Выводы	75
ГЛАВА 4 МЕДИКО–БИОЛОГИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ АППАРАТОВ, ШИРОКОДИАПАЗОННЫХ ПО ПАРАМЕТРАМ НАГРУЗКИ	77
4.1 Влияние высокоамплитудных ультразвуковых колебаний на костную ткань (чистка костной ткани, изменение процессов диффузии в костной ткани)	77
4.2 Влияние высокоамплитудных ультразвуковых колебаний на костный клей (деполимеризация, разжижение, стеклование)	81
4.3 Влияние высокоамплитудных ультразвуковых колебаний на пластиковые элементы эндопротеза (резка, подгонка, удаление)	88
4.4 Выводы	97
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	99
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	102
ПРИЛОЖЕНИЕ А Акты внедрения и испытаний	112
ПРИЛОЖЕНИЕ Б Патенты	116

**Список сокращений и условных обозначений**

АПЧ – автоподстройка частоты

ВНИИМП – Всесоюзный научно–исследовательский институт  
медицинского приборостроения

ПММА – полиметилметакрилат

УЗ – ультразвук

УЗКС – ультразвуковые колебательные системы

УЗМА – ультразвуковой медицинский аппарат

УЗХ – ультразвуковая хирургия

ФАПЧ – фазовая автоподстройка частоты

ЭАП – электроакустически преобразователи

## ВВЕДЕНИЕ

Наряду с успехами теоретической и клинической медицины первоочередное значение в развитии здравоохранения приобретают новые разработки специализированных медицинских аппаратов и их широкое внедрение. Все более значимое место в лечебном аппаратном комплексе различных специализаций начинает занимать низкочастотная ультразвуковая хирургия. Безвредность, малая травматичность, простота и эффективность ультразвукового воздействия позволяет использовать его в клинической и практической медицине самых различных направлений.

Разработка и применение в хирургическом и травматологическом воздействии ультразвуковой низкочастотной аппаратуры является очевидно развивающимся направлением. 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. Лоциловым, 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. Ими были разработаны основы ультразвуковой резки, расслоения, сварки, наплавки для различных областей медицины.

Несмотря на достигнутые успехи в области ультразвуковых медицинских технологий, последние могли бы развиваться значительно интенсивнее, если бы не недостаточная эффективность существующей медицинской ультразвуковой аппаратуры при работе на большие нагрузки и высокая стоимость оборудования, связанная со сложностью используемых решений и, практически, ручной настройки излучателей и инструментов–волноводов в резонанс.

Таким образом, разработка современных ультразвуковых медицинских аппаратов, широкодиапазонных по параметрам нагрузки, использующих относительно простые и эффективные решения, является безусловно актуальной задачей.

**Цель работы:** Разработка эффективных низкочастотных высокоамплитудных ультразвуковых аппаратов для травматологии и хирургии, широкодиапазонных по параметрам нагрузки, и новых медицинских технологий на их основе.

**Задачи работы:**

1. Проанализировать ультразвуковые медицинские аппараты для хирургии и травматологии, производимые и предлагаемые к продаже, учитывая их мощность и эффективность работы излучателя при значительных нагрузках.
2. Исследовать частотные и нагрузочные характеристики ультразвуковых пьезокерамических излучателей продольного типа, используемых в травматологических медицинских аппаратах и определить возможные пути их улучшения для широкодиапазонных нагрузок.
3. Разработать методику выбора величины дополнительной индуктивности в контуре возбуждения ультразвукового излучателя, обеспечивающую повышенную устойчивость его работы на широкодиапазонные технологические нагрузки, что позволит значительно расширить функциональные возможности УЗ аппаратов для травматологии и хирургии.
4. Разработать принципиальную схему УЗ медицинского аппарата с повышенной выходной мощностью и нагрузочной способностью при работе на пьезокерамические излучатели.
5. Оценить эффективность применения разработанного аппарата для основных направлений использования УЗ в травматологии и хирургии.

**Методы исследования**

Теоретические и экспериментальные, основанные на теории электротехники и радиотехники, основах акустики, прикладной и вычислительной математике, прикладных программах для персонального компьютера, теории погрешностей.

**Достоверность и обоснованность** полученных результатов обусловлена использованием стандартных методов расчета и исследования, а также

использованием приборов, прошедших проверку в Омском центре стандартизации и метрологии, и подтверждена путем экспериментальных и клинических исследований.

**Научная новизна работы:**

1. Предложена и исследована математическая модель пьезокерамического ультразвукового излучателя с дополнительными элементами, обеспечивающими повышение его нагрузочной способности.

2. Показана эффективность использования дополнительной индуктивности в контуре питания УЗ излучателя при повышенных значениях нагрузки лишь при условии удержания излучателя на частоте акустического резонанса. Установлено, что дополнительная индуктивность повышает нагрузочную способность акустической системы, но снижает ее «акустическую эффективность», то есть рост проводимости, а соответственно, и рост тока через излучатель опережают рост амплитуды колебаний рабочего торца излучателя.

3. Предложена методика рационального выбора величины дополнительной индуктивности для уменьшения уровня снижения акустической эффективности излучателя, заключающаяся в том, что дополнительная индуктивность выбирается так, чтобы вместе с собственной емкостью пьезоматериала излучателя они образовывали колебательный контур с резонансной частотой, соответствующей второй гармонике частоты акустического резонанса излучателя.

4. Разработано и предложено устройство, обеспечивающее компенсацию влияния собственной емкости пьезокерамического излучателя на фазовые соотношения тока и напряжения возбуждения в рабочих режимах [Патент РФ на изобретение № RU 2510919, Заявка: 2012152570, 06.12.2012; Опубликовано: 10.04.2014. Транзисторный генератор для резонансных нагрузок. // Новиков А.А., Шустер Я.Б., Хазанов М.А., Лебедева Д.А.]. Показано, что предложенное техническое решение обеспечивает возможность использования еще трех вариантов включения излучателя, наиболее рациональных для разных диапазонов изменения нагрузки, что позволяет использовать максимально простые и

надежные системы фазовой автоподстройки частоты [Заявка на патент № 2014132015/20 (051432) РФ. Транзисторный генератор для резонансных нагрузок / Новиков А.А., Лебедева Д.А.] с устойчивым и широким частотным диапазоном регулирования, а также обеспечивает возможность увеличения нагрузочной способности излучателя.

#### **Практическая ценность работы:**

1. Предложены новые схемные решения УЗ аппаратов для травматологии и хирургии, обеспечивающие повышенную нагрузочную способность, надежность и расширение функциональных возможностей.

2. Разработаны новые ультразвуковые волноводы – инструменты, – (тройная елочка, трехвитковая спираль, диафизарный волновод–шуруп, угловой остеотом), расширяющие технологические и функциональные возможности УЗМА и используемые на различных этапах эндопротезирования.

3. Получены результаты экспериментальных и клинических исследований, подтверждающие эффективность предложенных решений для расширения диапазона рабочих нагрузок травматологических и хирургических УЗМА .

4. Электрофизические модели и схемные решения, разработанные в диссертационной работе, используются в учебном курсе «Ультразвуковая обработка материалов» для студентов специальности 22.03.01 «Материаловедение и технология материалов» в ФГБОУ ВПО Омский государственный технический университет.

#### **Личный вклад автора**

Основные научные теоретические и экспериментальные исследования, макетирование выполнены автором самостоятельно либо при его непосредственном участии.

#### **Основные положения диссертации, выносимые на защиту:**

1. Математическая модель пьезокерамического ультразвукового излучателя с дополнительными элементами, обеспечивающими повышение его нагрузочной способности.



2. Зависимость «акустической эффективности» акустической системы от соотношения параметров дополнительной индуктивности и собственной емкости пьезоматериала излучателя.

3. Методика рационального выбора величины дополнительной индуктивности для уменьшения уровня снижения акустической эффективности излучателя за счет образования колебательного контура с резонансной частотой, соответствующей второй гармонике частоты акустического резонанса излучателя.

4. Метод компенсации влияния собственной емкости пьезокерамического излучателя на фазовые соотношения тока и напряжения возбуждения в рабочих режимах, обеспечивающий возможность использования еще трех вариантов включения излучателя, наиболее рациональных для разных диапазонов изменения нагрузки.

### **Апробация работы**

Основные результаты проведенных исследований докладывались и обсуждались на следующих конференциях:

- IV Всероссийской научно – технической конференции «Россия молодая: передовые технологии – в промышленность!». – Омск, 2011 г.
- V Всероссийской научно – технической конференции «Россия молодая: передовые технологии – в промышленность!». – Омск, 2013 г.
- II Всероссийской конференции «Теория и практика Успеха». – Омск, 2014 г.
- VI Троицкая конференция «Медицинская физика и инновации в медицине». – г. Троицк, г. Москва, 2014 г.
- Международная научно–практическая конференция «World&Science» («Svět a věda» «Мир и наука»). – г. Брно, Чехия, 2014 г.

### **Публикации**

Результаты выполненных исследований отражены в 12 печатных работах, в том числе в 2 изданиях, рекомендованных ВАК Министерства образования и науки РФ, в 1 патенте на изобретение и в 1 патенте на полезную модель.

**Структура и объем диссертации**

Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, списка литературы и приложения. Общий объем страниц – 120, в том числе рисунков – 52, таблиц – 6, библиография содержит 95 наименований, приложений 2.

## **ГЛАВА 1 АНАЛИЗ СУЩЕСТВУЮЩИХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ МЕДИЦИНСКИХ АППАРАТОВ ДЛЯ ТРАВМАТОЛОГИИ И ХИРУРГИИ**

Основное практическое внедрение ультразвуковой аппаратуры для хирургии началось в 60–х годах прошлого столетия, когда особенно эффективно использовались ультразвуковые технологии в различных технологических процессах в промышленности [1, 7, 10, 13, 14]. Обеспечиваемые при этом технологические эффекты не могли не натолкнуть разработчиков медтехники на идеи о возможных путях использования ультразвука и создаваемых им эффектах в медицинской практике и, в частности, в хирургии и травматологии. Требовалось лишь учесть специфику применения ультразвуковых медицинских аппаратов, определяемую биологическим действием ультразвука на живую ткань и возможностью реализации требуемого биологического действия, а также требованиями врача как практическими, вытекающими из его каждодневной врачебной практики (длительность непрерывной работы, надежность и эффективность), так и эргономическими (вес, нагрев, удобство в эксплуатации).

### **1.1 Биофизические основы применения ультразвука**

С применением ультразвука в медицине связано множество разных аспектов. Однако, при этом физика явления должна включать следующие процессы: различное поглощение ультразвука тканями, отличающимися внутренним строением, отражение ультразвуковых колебаний при переходе сред разной плотности, образование под действием ультразвука тепла в тканях (возбуждение в них колебаний, развитие различных потоков биологических жидкостей и т.д.) [9, 15, 28, 72, 85, 86].

Затухание ультразвука в биологических тканях значительно больше, чем в воде. Так, затухание в жировой ткани в 4 раза, в мышце в 10 раз, а в костной ткани примерно в 75 раз больше, чем в воде или в жидких биологических средах – крови и лимфе [84].

Поглощенная веществом, в частности, биологическими средами, ультразвуковая энергия выделяется, в основном, в виде тепла, что приводит к повышению температуры вещества. Это повышение температуры неоднократно измеряли экспериментально и рассчитывали теоретически. Теплопродукция в разных тканях неодинакова из-за различий в их коэффициентах поглощения (табл. 1.1).

Таблица 1.1 – Акустические свойства некоторых тканей и воды

Ткань	Скорость ультразвука, м/с	Акустическое сопротивление, кг/м <sup>2</sup> с	Коэффициент поглощения, дБ/см, при $f = 1$ МГц
Кровь	1570	1,61	0,1
Мозг	1541	1,58	0,85
Жир	1450	1,38	0,63
Почка	1561	1,62	1,0
Печень	1549	1,65	0,94
Мышца:	1585	1,70	
вдоль фибрилл	–	–	1,30
поперек фибрилл	–	–	3,30
Кости черепа	4080	7,80	13
Вода	1480	1,48	0,0022

Реакция биологической системы на повышение температуры обусловлена разными причинами: первичными повреждениями клеточных элементов; совокупностью нарушений, вторично развивающихся в клетках и прямо или косвенно зависящих от первичных повреждений; синтезом термотоксовых белков, обеспечивающих реактивное повышение стабильности клеточных компонентов и ответ на повышение температуры; репарацией повреждений, осуществляемой не только после прекращения нагревания, но и во время него[2].

В ряде случаев для получения требуемого биологического эффекта используют непрерывный ультразвук довольно большой мощности, с частотой (20...44) кГц. Источником такого ультразвука являются, например, хирургические инструменты, режущая кромка которых вибрирует с ультразвуковой частотой, что существенно облегчает резание тканей; вибрирующие инструменты для стоматологии и пр. Амплитуды колебания ультразвуковых хирургических инструментов в рабочем режиме достигают весьма больших значений, при которых вероятность возникновения кавитации в тканях весьма велика. Подтверждением этому может служить слабый характерный шум при иссечении мягких тканей, аэрозоль (туман), образующийся при разрушении папиллом ультразвуковым зондом, ультразвуковое свечение [16, 42].

Существует множество устройств–преобразователей, применяемых для возбуждения ультразвуковых колебаний и волн в газах, жидкостях и твердых телах. Эти устройства преобразуют тепловую, механическую, электрическую или другие виды энергии в энергию ультразвукового поля.

Наибольшее распространение в ультразвуковой медицинской технике получили пьезоэлектрические преобразователи (рис.1.1)[70]. Позволяя получать акустические колебания в диапазоне частот от нескольких кГц до десятков и сотен МГц, они используются в аппаратах для ультразвуковой терапии, в диагностических приборах, применяемых в медицине и ветеринарии, в устройствах для ультразвуковой стимуляции биотехнологических процессов [2,21].

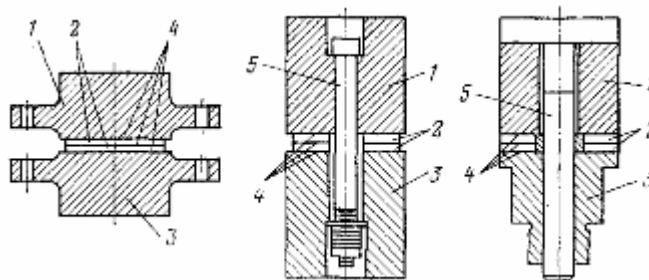


Рисунок 1.1 – Конструкции составных пакетных пьезокерамических преобразователей: 1 – излучающая накладка; 2 – пьезокерамические пластины; 3 – отражающая накладка; 4 – электроды; 5 – крепежный болт

## 1.2 Ультразвуковые аппараты для соединения, разделения и обработки биологических тканей

Хирургические методы ультразвукового воздействия на биологические ткани зародились и развивались, в основном, в нашей стране. В МГТУ им. Н.Э. Баумана под руководством академика Г.А. Николаева и профессора В.И. Лоцилова с 1964 года велись интенсивные работы по разработке и созданию новых высокоэффективных методов и аппаратуры для ультразвукового воздействия на биологические ткани [36, 47, 66, 68]. Впервые были разработаны методы ультразвуковой резки и расслоения мягких и плотных биологических тканей [4, 8, 25, 74], сварки и наплавки костных тканей [6, 32, 38, 47], обработки инфицированных ран [3, 12, 34, 37, 39], лечения перитонитов [3, 60] и гинекологических заболеваний [33, 40], другие методы воздействия и обработки биологических тканей для хирургии, травматологии и прочих областей медицины [57].

Была создана и необходимая ультразвуковая аппаратура, часть из которой выпускалась и выпускается серийно (аппараты УРСК-7Н, УРСК-7Н-18, УРСК-7Н-22) (рис. 1.2), а часть была выпущена небольшими партиями – аппараты типов: УРСК-8Н, УРСК-5М, УЗС-100-1 [82], УЗС-2, УЗС-3 [83].

Несколько позднее (1973–1985) гг. в Акустическом институте АН СССР также выполнялись работы по созданию низкочастотной ультразвуковой аппаратуры для медицины (аппараты для офтальмологии – ультразвуковые факоэмульсификаторы, аппараты для отоларингологии).



Рисунок 1.2 – Аппарат ультразвуковой хирургической УРСК-7Н-22

В свою очередь, проводимые примерно в это же время во ВНИИМП работы, позволили создать серию аппаратов «Ультрадент» для стоматологии и серию аппаратов для общей хирургии – УЗХ. Марки и характеристики некоторых отечественных аппаратов, использующих в качестве активных элементов магнитострикционные преобразователи, представлены в табл. 1.2.

Таблица 1.2 – Основные характеристики низкочастотной высокоинтенсивной ультразвуковой аппаратуры для обработки биологических тканей

Марка аппарата	Разработчик	Область применения	Габариты(мм) и масса (кг) ЭАП	Тип ЭАП	Потребляемая АЭП мощность, Вт	Частота, кГц	Амплитуда, мкм	Время непрерывной работы, мин
УРСК–7Н	МГТУ, РФ	С, Р	D55x200	М	90	26,5	50–60	6
УРСК–7Н–18	МГТУ, РФ	С, Р	D40x220	М	60	26,5	40–60	5
УРСК–7Н–22	МГТУ, РФ	Б, П	D35x130	М	40	26,5	7–40	5
Тонзилор–лор	НПФ Метро–мед, РФ	Л	D44x250 (0,5)	М	70	26,5	60–80	2
Тонзилор–лор–2	НПФ Метро–мед, РФ	Л	D38x164 (0,5)	М	60	26,5	50–70	2
Гинетон	НПФ Метро–мед, РФ	Г	D44x250 (0,5)	М	70	26,5	50–70	2
Гинетон–2	НПФ Метро–мед, РФ	Г	D38x164 (0,5)	М	60	26,5	50–70	2
Альвеола*	АКИН, РФ	Л	240x282x92(8)		70	44	50	
Лора–Дон	АКИН, РФ	Л				44	45–50	
Роса*	Укатойл, РФ	И, П	110x80x160(2,2)	М	60	26,5	30–70	5
Барвинок–Г*	З–д Квант, Украина	Г(НЧ тера–	415x235x138(12)		230	22 44	2;5	2

		пия)						
Росметон	Украина	И, П				44	50	

Примечание: К – косметология; Б – гнойная (раневая) хирургия, обработка биологических тканей; Г – гинекология; О – отоларингология; С – соединение тканей; Р – резка и расслоение тканей; П – прочие применения, связанные с ультразвуковой обработкой биологических сред

\*– данные по массе и габаритам даны для аппаратов.

Большинство УЗМА многофункционального назначения снабжены сменными волноводами–инструментами. Колебательные системы (УЗКС) в таких аппаратах обычно работают в низкочастотной части ультразвукового диапазона (20 – 60 кГц). Как правило, УЗКС выполняются с магнитострикционными или пьезокерамическими преобразователями энергии, причем, из–за малых амплитуд механических колебаний преобразователей (до 3 – 4 мкм), применяются дополнительные усилители механических колебаний, в качестве которых используются стержневые волноводы–концентраторы ультразвука, называемые в дальнейшем просто концентраторами или волноводами.

В зависимости от вида обрабатываемой биологической ткани (мягкая, костная, хрящевая) и рода работы с этой тканью (соединение, разделение, обработка) волноводы–инструменты выполняются с соответствующими рабочими окончаниями (пилки, ножи, лопатки, долота), которые принято называть насадками, вне зависимости от того, выполнены ли они как одна монолитная деталь вместе с концентратором или же представляют собой самостоятельные детали, прикрепленные к концентратору.

### **1.3 Особенности УЗМА при использовании пьезокерамических излучателей**

Для обеспечения преимуществ пьезокерамических излучателей и в значительной степени сглаживания (либо, наоборот, использования) их недостатков используются новые аппаратные разработки, поскольку, специфика функционирования пьезокерамических излучателей сильно отличается от условий работы магнитострикционных преобразователей.



Во–первых, это высокая добротность современных пьезокерамических материалов [70, 76, 91], которая составляет для керамики типа ЦТССт–3 – 600 единиц, а для керамики типа ПКВ–460 – 800 единиц. Очевидно, что такая высокая добротность пьезоматериала будет определять и соответствующую добротность электроакустического преобразователя в целом (без технологической нагрузки), что при значительной технологической нагрузке (что характерно для хирургических операций на кости и травматолого – ортопедических операциях при значительных площадях обработки) приведет к значительному увеличению динамического диапазона изменения добротности и потребует разработки специальных систем поддержания резонанса, обладающих свойствами адаптивности к изменяющемуся характеру резонансной кривой электроакустического преобразователя.

Во–вторых, пьезоэлектрический ультразвуковой излучатель, благодаря своей высокой добротности, достаточно резко реагирует на изменение нагрузки, как активной, так и реактивной, поэтому необходимо обеспечивать компенсацию этого влияния, что требует предварительного решения ряда дополнительных задач:

- формирования критерия оценки качества технологического процесса;
- определения необходимых энергетических возможностей аппарата по компенсации изменения этого критерия в динамическом диапазоне активной нагрузки;
- использование принципа адаптивности при разработке системы обеспечения нагрузочной устойчивости.

Наконец, для компенсации реактивной нагрузки необходимо обеспечить автоматическую оценку направления реактивного разбаланса системы и воздействие на частоту в соответствии со скоростью и амплитудой разбаланса.

В–третьих, высокая эффективность электроакустического преобразования обеспечивает более высокие начальные амплитуды на выходе пьезоэлектрического преобразователя (иногда на порядок превышающие аналогичные на выходе магнитострикционных преобразователей), что вызывает

необходимость изменения подхода к определению оптимальных параметров волноводов – инструментов, используемых для пьезокерамических преобразователей. Основным в расчете волноводов–инструментов становится их повышенная нагрузочная способность [49, 50] и, допустимая максимальная широкополосность, что обеспечивает возможность выполнения у волновода сложных рабочих окончаний и более равномерного распределения амплитуд на протяженных участках рабочих окончаний.

Наконец, так как возможности охлаждения пьезокерамики ограничены только воздушным охлаждением (естественным или принудительным), а разогрев, при всех достоинствах пьезоматериалов перед магнитострикционными, все равно неизбежен, возникает задача эффективного охлаждения работающего пьезокерамического преобразователя для обеспечения необходимой продолжительности его непрерывной работы.

В настоящее время в травматологии и хирургии нашли применение серийно выпускаемые ультразвуковые аппараты, такие как, «Sonoca 185» (Söring), Surgystar и пр., аппараты отечественного производства УРСК–7Н–22 (г. Ульяновск) и «Ярус», выпускаемый в Омске. Ультразвуковые медицинские аппараты состоят из ультразвукового генератора и акустической колебательной системы той или иной степени сложности.

Sonoca 185 (рис.1.3) – самый компактный ультразвуковой аппарат Söring. Специально созданный для очистки ран и использования в гнойно–септической хирургии аппарат работает с тактовой частотой 25 кГц. Он оборудован встроенным роликовым насосом, который обеспечивает постоянную ирригацию во время операции (функция USL). Подключать инструмент и работать с ним очень удобно: аппарат распознаёт инструменты для ультразвуковой очистки ран и автоматически устанавливает требуемую частоту, интенсивность и мощность ирригации. Благодаря этому хирург может сразу же приступить к очистке раны. Селективный характер обработки гарантирует эффективную очистку ран и поверхностей от налёта и посторонних частиц без повреждения живых тканей. Проводимое при включении автоматическое тестирование аппарата и

инструмента в комбинации с предустановленными параметрами – залог максимальной надёжности и безопасности для хирурга и пациента [95].

Технические характеристики:

1. Мощность – 250 Вт;
2. Амплитуда («пик от пика») – 25 кГц макс. 150 мкм; 35 кГц макс. 140 мкм;
3. Рабочие частоты – 25 кГц, 35 кГц, 55 кГц.



Рисунок 1.3 – Ультразвуковой хирургический аппарат Sonoca 185

Аппарат для ультразвуковой хирургии SurgyStar (рис.1.4) с функцией регулировки параметров мощности ультразвука. Хирург может более точно настраивать параметры работы наконечника, индивидуально под каждый случай. Известно, что кости на различных участках имеют различную плотность и твердость, и хирург одним нажатием может изменить мощность и интенсивность ультразвуковых вибраций для более точного позиционирования инструмента и менее травматичного проведения процедуры.

SurgyStar обеспечивает высокоточные разрезы и позволяет производить забор костной ткани, не повреждая мягких тканей. Он также улучшает микроциркуляцию в очаге воспаления, очищает гнойные раны, оказывает мощный антисептический эффект, способствуя быстрому заживлению разреза. Кровоостанавливающий эффект, возникающий в результате трехмерных колебаний ультразвука, обеспечивает максимальную видимость рабочей области, кроме того, ультразвуковой аппарат SurgyStar позволяет существенно сократить период постоперационной реабилитации [88].

Технические характеристики:

1. Мощность – 210 Вт;
2. Амплитуда – 30 мкм;
3. Рабочие частоты – 24–29 кГц.



Рисунок 1.4 – Аппарат для ультразвуковой хирургии SurgyStar

Ультразвуковой медицинский аппарат «Ярус» (рис.1.5) состоит из ультразвукового генератора, акустического узла, волноводов для обработки раневой поверхности и костей.



Рисунок 1.5 – Внешний вид аппарата «Ярус»

Ультразвуковой генератор – предназначен для преобразования электроэнергии бытовой сети (50 Гц и 220 В) в электроэнергию ультразвуковой частоты необходимой мощности. Ультразвуковой акустической системой обеспечивается амплитуда УЗ–колебаний волноводов–инструментов в момент резонанса от 15 до 50 мкм при частоте УЗ–колебаний в диапазоне  $42 \pm 0,7\%$  кГц.

УЗМА «Ярус» имеет определенные преимущества перед зарубежными аналогами, заключающиеся в расширенных функциональных возможностях благодаря повышенной мощности (до 450вт) и более высокой нагрузочной способности [57], а также благодаря расширенному комплекту волноводов–инструментов.

Среди задач, решаемых в процессе травматологических и хирургических операций, при условии работы с ультразвуковыми аппаратами, можно выделить следующие:

1. Ультразвуковая чистка поверхности костного ложа и технологических отверстий перед цементированием;
2. Ультразвуковая высокоточная обработка кости (прошивка отверстий в дне впадины, проксимальном отделе бедра и т.д.);
3. Профилактическое насыщение толщи губчатой кости растворами антибиотиков или антисептиков;
4. Создание защитного аэрогидродинамического приповерхностного слоя в губчатой кости;
5. Ультразвуковой гемостаз;
6. Контактное локальное дренирование за счёт обратного ультразвукового капиллярного эффекта с ультразвуковой сушкой;
7. Нормализация биоэлектрических характеристик поверхности кости;
8. Удаление костного цемента при ревизионном протезировании.

Решение перечисленных задач выводит технологию хирургических и травматолого–ортопедических операций на качественно новый уровень, поэтому

практическое внедрение современных методов обработки костной ткани с использованием низкочастотного ультразвука при производстве операций является современной и актуальной задачей.

Однако даже для лучших из имеющихся на рынке ультразвуковых медицинских аппаратов возникают ситуации при его работе в условиях операционной, когда некоторые технологические задачи оказываются невыполнимы вследствие недостаточной мощности аппарата и недостаточной устойчивости работы под нагрузкой. Особенно это проявляется при работе на больших поверхностях, либо при работе с развитой поверхностью рабочего волновода–инструмента на значительных глубинах его погружения, либо при значительных усилиях прижима в операционной зоне.

Эффективность ультразвукового воздействия при этом определяется стабильностью поддержания амплитуды колебаний рабочего окончания волновода–инструмента ультразвукового пьезокерамического излучателя при различных изменениях условий его взаимодействия с технологической средой.

#### **1.4 Выводы**

На основании проведенного анализа и была сформулирована цель работы – разработка ультразвуковых медицинских аппаратов для работы на широкодиапазонные технологические нагрузки.

Для достижения поставленной цели определены соответствующие задачи:

1. Исследовать частотные и нагрузочные характеристики ультразвуковых пьезокерамических излучателей продольного типа, используемых в травматологических медицинских аппаратах и определить возможные пути их улучшения для широкодиапазонных нагрузок.

2. Разработать методику выбора величины дополнительной индуктивности в контуре возбуждения ультразвукового излучателя, обеспечивающую повышенную устойчивость его работы на широкодиапазонные

технологические нагрузки, что позволит значительно расширить функциональные возможности УЗ аппаратов для травматологии и хирургии.

3. Разработать принципиальную схему УЗ медицинского аппарата с повышенной выходной мощностью и нагрузочной способностью при работе на пьезокерамические излучатели.

4. Оценить эффективность применения разработанного аппарата для основных направлений использования УЗ в травматологии и хирургии.

## ГЛАВА 2. ОСОБЕННОСТИ РАБОТЫ АКУСТИЧЕСКИХ СИСТЕМ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ МЕДИЦИНСКИХ АППАРАТОВ НА ШИРОКОДИАПАЗОННУЮ НАГРУЗКУ

Эффективность ультразвукового воздействия определяется стабильностью поддержания амплитуды колебаний рабочего окончания волновода–инструмента ультразвукового пьезокерамического излучателя при различных изменениях условий его взаимодействия с технологической средой. Эти изменения отражаются на эквивалентной нагрузке ультразвукового излучателя. Очевидно, что для каждого излучателя существует предельное значение допустимой нагрузки, определяемое целым рядом факторов, как конструктивных, так и технологических. В ряде работ [8, 43, 77] используется такое понятие как нагрузочная способность акустического излучателя или даже волновода–инструмента. Это понятие связано с оценкой уровня изменения характеристик (амплитудных, частотных, фазовых) при изменении нагрузки. Естественно при этом желание разработчика, по возможности, достичь максимальной для данной конструкции нагрузочной способности излучателя, поскольку этот параметр позволяет существенно расширить технологические возможности используемого ультразвукового оборудования. Возможности эти иногда оказываются крайне ограниченными. Характерным примером могут служить хорошо известные и серийно выпускаемые аппараты для травматологии и хирургии. При всех своих достоинствах при работе в условиях операционной некоторые технологические задачи оказались невыполнимы вследствие недостаточной мощности аппаратов и недостаточной устойчивости их работы под нагрузкой.

В частности, удаление костного цемента из бедренного канала при погружении волновода на глубину более 6 см и при толщине полимерной мантии более 3 мм сопряжено со значительным ростом нагрузки. Это вызывает падение интенсивности ультразвуковых колебаний, уменьшение скорости деполимеризации полиметилметакрилата и прекращение продвижения волновода в толщине мантии. Кроме того, быстрая реполимеризация ПММА на глубине



свыше 7 см вызывает его налипание на торец волновода, фиксацию волновода в массе полимера, что приводит к техническим трудностям при его извлечении из канала. В некоторых случаях это приводит к необходимости формирования перфорационного окна в стенке бедра для извлечения инструмента.

Недостаточная мощность излучателя ограничивает возможности применения УЗ аппаратов для удаления фиксированных цементных вертлужных компонентов. Доступная при стендовых испытаниях фрагментация полиэтиленовой чашки Мюллера и фиксирующей её ПММА ограничивается в практических условиях операционной прохождением волновода – излучателя на глубину до 1–1,5 см, после чего хирурги сталкиваются с налипанием полиэтилена на торец волновода, фиксацией волновода в полимере, прекращением работы аппарата.

При решении ещё одной важной задачи – ультразвуковой чистки бедренного канала, выполняемой после удаления костного цемента, а также при наличии перипротезного инфекционного процесса, недостаток мощности излучателя приводит к снижению эффективности кавитации и звуковых потоков при его погружении в жидкость на глубину свыше 10 см, что снижает санационный эффект гидроакустического воздействия ультразвука в очаге инфекции.

Наконец, среди перспективных направлений можно выделить ультразвуковую резку кости, что требует существенного повышения мощности излучателя, поскольку излучатель должен поддерживать необходимую интенсивность колебаний в жидкой среде, обеспечивающей защиту кости от температурного воздействия, возникающего при работе волновода–инструмента.

Для оценки причин возникающих проблем применения УЗМА при работе на повышенных мощностях и значительных нагрузках проведем анализ основных частотных и нагрузочных характеристик ультразвуковых пьезокерамических излучателей продольного типа, используемых в таких аппаратах.

## 2.1 Работа генератора на пьезоизлучатель. Влияние собственной емкости. Влияние нагрузки

При анализе УЗМА, крайне важной является правильная оценка свойств и характеристик электроакустического тракта, знание характера влияния как отдельных параметров излучателя, так и изменения импеданса нагрузки на входные частотные, фазовые и нагрузочные характеристики тракта в целом [23, 24]. Поскольку в большинстве случаев практического применения ультразвуковые пьезокерамические преобразователи используются на частотах, близких к резонансной, то при использовании их в качестве акустического излучателя, его упрощенная эквивалентная схема будет выглядеть так, как показано на рис.2.1.

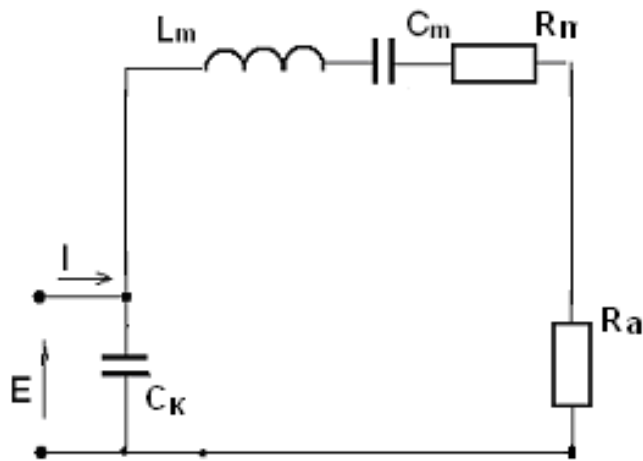


Рисунок 2.1 – Расчетная схема математической модели электроакустического тракта УЗМА с пьезоизлучателем продольного типа

Для схемы, изображенной на рис.2.1, воспользуемся комплексным методом расчета установившихся режимов в линейной электрической цепи и определим комплексную проводимость схемы, состоящей из двух последовательно – параллельно соединенных участков:

$$Y_2 = Y_1 + \frac{1}{Z_2}, \quad (2.1)$$

где  $Y_1 = j\omega C_k$ ,

$C_k$  – емкость собственная керамического материала.

Для определения  $Z_2$  объединяем последовательно включенные резисторы в одну  $R_m = R_n + R_a$ , где

$R_m$  – общее сопротивление,

$R_n$  – величина сопротивления потерь,

$R_a$  – сопротивление акустической нагрузки.

$Z_2 = R_m + j \left( \omega L_m - \frac{1}{\omega C_m} \right)$ , тогда:

$$Y_2 = \frac{\omega^2 C_m^2 R_m}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_m - 1)^2} + j \left[ \omega C_k - \frac{\omega C_m (\omega^2 L_m C_m - 1)}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_m - 1)^2} \right], \quad (2.2)$$

где  $L_m$  – эквивалентная индуктивность, соответствующая массе излучателя,

$C_m$  – эквивалентная емкость, соответствующая упругости излучателя.

В полученном выражении активная проводимость:

$$g = \frac{\omega^2 C_m^2 R_m}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_m - 1)^2}, \quad (2.3)$$

а реактивная проводимость:

$$b = \omega C_k - \frac{\omega C_m (\omega^2 L_m C_m - 1)}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_m - 1)^2}. \quad (2.4)$$

и полная проводимость:  $y = \sqrt{g^2 + b^2}$ .

$$y = \sqrt{\left( \frac{\omega^2 C_m^2 R_m}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_m - 1)^2} \right)^2 + \left( \omega C_k - \frac{\omega C_m (\omega^2 L_m C_m - 1)}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_m - 1)^2} \right)^2} \quad (2.5)$$

Кроме того, для анализа фазовых свойств рассматриваемого ультразвукового излучателя, необходимо определить угол сдвига фаз между входным током излучателя и напряжением на его входных зажимах:

$$\varphi = \text{Arctg} \frac{b}{g} = \text{Arctg} = \frac{C_k (\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_m - 1)^2) - C_m (\omega^2 L_m C_m - 1)}{\omega C_m^2 R_m} \quad (2.6)$$

Для выяснения влияния отдельных параметров на характер функционирования ультразвукового пьезоэлектрического излучателя рассмотрим их более подробно.

Поскольку, желательно иметь результаты, не привязанные к конкретным параметрам акустического тракта, введем относительные базовые единицы:

- относительная частота  $\omega/\omega_0 = 1$ ;
- относительное сопротивление (нагрузка)  $(R_n + R_a)/R_n$ , что в случае режима холостого хода дает значение, равное 1.

Также определим усредненные параметры эквивалентной схемы. Они вытекают из нескольких выражений:

$$Q = \rho/r ; \quad \rho = \sqrt{L_m/C_m} ; \quad \omega = 1/\sqrt{L_m C_m} . \quad (2.7)$$

Зная добротность акустической системы (а на холостом ходу, по данным [92], она составляет от 400 до 800), принятое ранее значение относительной резонансной частоты ( $\omega/\omega_0 = 1$ ) и относительное сопротивление потерь на холостом ходу ( $r=1$ ), определим средние значения параметров  $L_m$  и  $C_m$ . Тогда для принятой средней добротности акустической системы в 500 единиц, параметры  $L_m$  и  $C_m$  будут равны соответственно 500 и 0,002. В качестве переменных параметров, будут выступать те, влияние которых на характеристики акустической системы и будет нас интересовать.

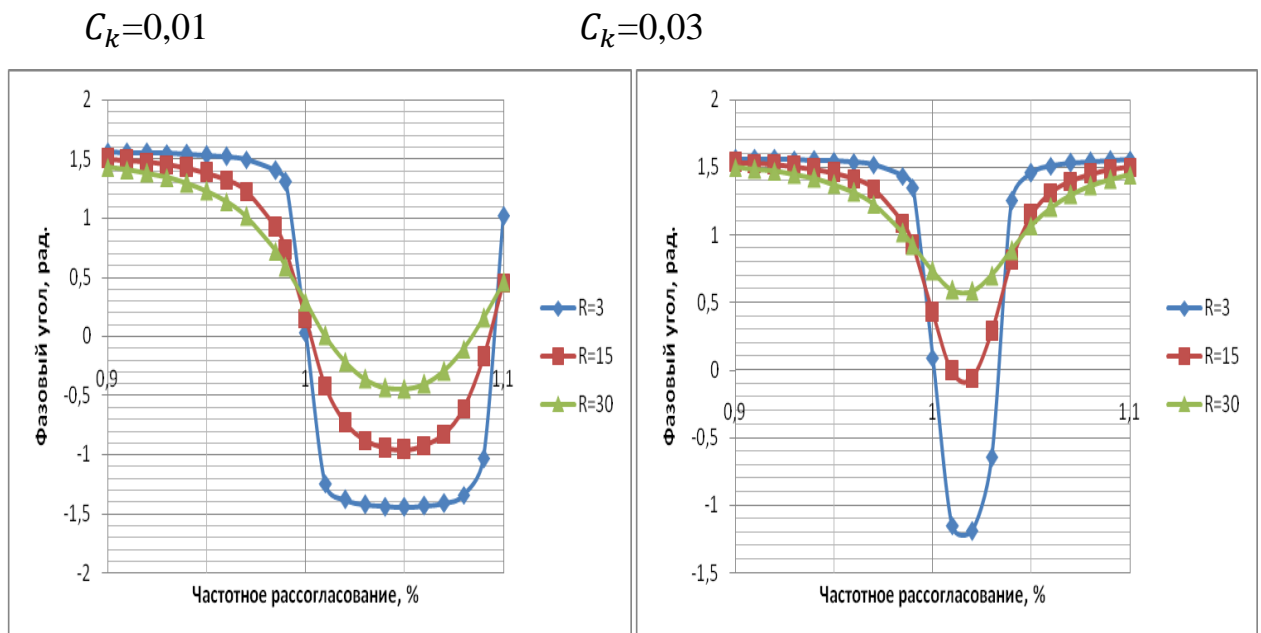


Рисунок 2.2 – Частотные характеристики при различных значениях относительного сопротивления активной нагрузки.

$C_k=0,01$

$C_k=0,03$

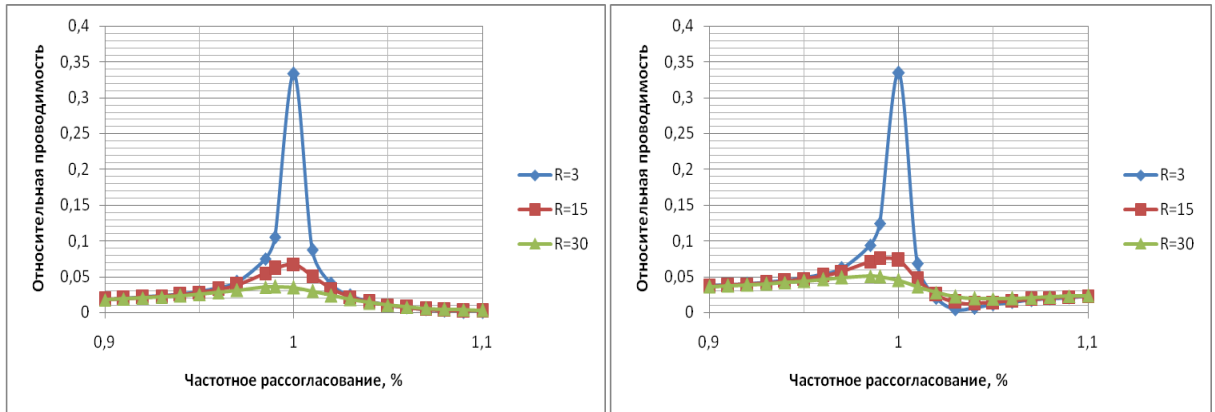


Рисунок 2.3 – Амплитудные характеристики при различных значениях относительного сопротивления активной нагрузки

$R=3$

$R=30$

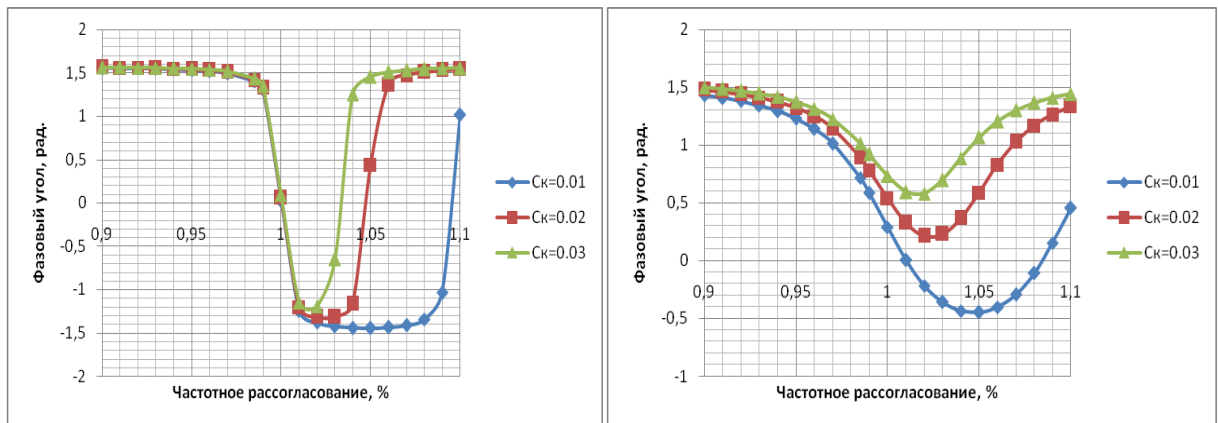


Рисунок 2.4 – Частотные характеристики при различных значениях  $C_k$

$R=3$

$R=30$

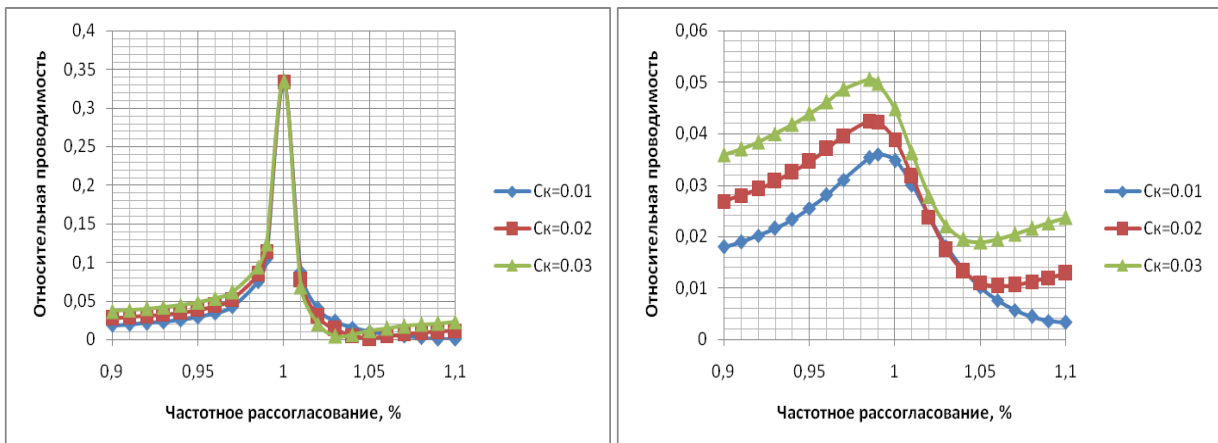


Рисунок 2.5 – Амплитудные характеристики при различных значениях  $C_k$

Очевидно, что в качестве таких параметров будут выступать частота, нагрузка и собственная емкость пьезоматериала  $C_k$ . На рис.2.2–2.5. приведены семейства характеристик.

Влияние нагрузки, как показывает анализ полученных расчетных кривых, приводит:

- снижению добротности системы с постепенным вырождением резонансных свойств по мере увеличения сопротивления нагрузки;
- пропорциональному снижению полной проводимости ультразвукового пьезокерамического излучателя.

## 2.2 Использование $L_k$ для компенсации влияния нагрузки

Для уменьшения влияния нагрузки на основные характеристики ультразвукового пьезоэлектрического излучателя продольного типа необходимо увеличивать его волновое сопротивление:

$$\rho = \sqrt{L_m/C_m}. \quad (2.8)$$

Увеличение волнового сопротивления излучателя возможно двумя путями:

- снижением упругой составляющей  $C_m$ , что является нежелательным моментом, так как при прочих равных условиях снижение  $C_m$  связано с увеличением площади поперечного сечения излучателя, что приведет лишь к увеличению весогабаритных показателей излучателя;

- увеличением массовой составляющей  $L_m$ . При этом очевидно возрастание нагрузочной способности излучателя за счет снижения влияния  $R_m$  на изменение  $\omega_0$ . Это подтверждается и экспериментальными данными, так как с увеличением массы излучателя возрастает и его нагрузочная способность.

С другой стороны, увеличение массы излучателя, особенно в медицинских ультразвуковых аппаратах для терапии и хирургии не всегда возможно и всегда крайне нежелательно и неудобно в эксплуатации. Поэтому очень важно найти возможность повышения нагрузочной способности излучателя за счет

использования каких-то дополнительных элементов, с одной стороны, не влияющих на конструктивные и весогабаритные показатели излучателя, а с другой, являющихся изоморфными его массовым и упругим характеристикам.

В [59] было установлено, что необходимый эффект «кажущегося» увеличения его индуктивной (массовой) составляющей может быть достигнут за счет включения в схему дополнительной индуктивности  $L_k$ , которая, вместе с  $C_k$ , образует новый резонансный контур  $L_k C_k$ .

Схема расчетной математической модели для рассматриваемого случая будет выглядеть следующим образом (рис.2.6).

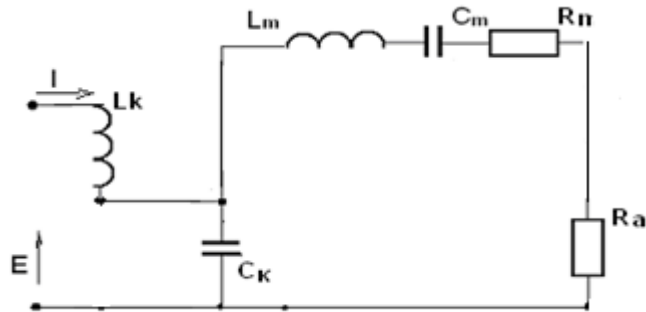


Рисунок 2.6 – Эквивалентная схема расчетной математической модели излучателя с дополнительной индуктивностью

Теперь, для схемы, изображенной на рис.2.6, определим комплексную проводимость схемы, состоящей из двух последовательно-параллельно соединенных участков, один из которых представляет собой  $L_k$ , а второй – собственную проводимость излучателя –  $y$ . Учитывая, что ранее (2.3) она нами определена, вопрос оценки влияния  $L_k$  сводится к определению проводимости последовательно-параллельной цепи  $L_k$ ,  $y$ . Представим выражение для проводимости собственно излучателя в виде:

$$Y_2 = g + jb. \quad (2.9)$$

Тогда для сопротивления последовательной цепи  $y, L_k$  получим:

$$Z_3 = j\omega L_k + \frac{1}{Y_2} = \frac{j\omega L_k + 1}{Y_2}. \quad (2.10)$$

Соответственно для проводимости этой цепи:

$$Y_3 = \frac{1}{Z_3} = \frac{Y_2}{j\omega L_{k+1}} = \frac{g + jb}{j\omega L_{k+1}}. \quad (2.11)$$

После преобразования знаменателя получаем общее выражение для проводимости всей цепи:

$$Y_3 = \frac{b\omega L_k + g}{\omega^2 L_k^2 + 1} - j \left[ \frac{g \omega L_k - b}{\omega^2 L_k^2 + 1} \right]. \quad (2.12)$$

С учетом ранее найденных выражений (2.3) и (2.4) для  $ib$ , определим активную и реактивную проводимости для эквивалентной схемы ультразвукового излучателя с дополнительной индуктивностью  $L_k$ :

$$g_\Sigma = \frac{\omega L_k \left[ \omega C_k - \frac{\omega C_m (\omega^2 L_m C_{m-1})}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_{m-1})^2} \right] + \frac{\omega^2 C_m^2 R_m}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_{m-1})^2}}{\omega^2 L_k^2 + 1}, \quad (2.13)$$

$$b_\Sigma = \frac{\omega L_k \left[ \frac{\omega^2 C_m^2 R_m}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_{m-1})^2} \right] - \left[ \omega C_k - \frac{\omega C_m (\omega^2 L_m C_{m-1})}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_{m-1})^2} \right]}{\omega^2 L_k^2 + 1}. \quad (2.14)$$

Полная проводимость и фазовый угол соответственно равны:

$$y = \sqrt{\left( \frac{\omega L_k \left[ \omega C_k - \frac{\omega C_m (\omega^2 L_m C_{m-1})}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_{m-1})^2} \right] + \frac{\omega^2 C_m^2 R_m}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_{m-1})^2}}{\omega^2 L_k^2 + 1} \right)^2 + \left( \frac{\omega L_k \left[ \frac{\omega^2 C_m^2 R_m}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_{m-1})^2} \right] - \left[ \omega C_k - \frac{\omega C_m (\omega^2 L_m C_{m-1})}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_{m-1})^2} \right]}{\omega^2 L_k^2 + 1} \right)^2} \quad (2.15)$$

и

$$\varphi = \text{Arctg} \frac{b_\Sigma}{g_\Sigma} = \text{Arctg} \frac{\omega L_k \left[ \frac{\omega^2 C_m^2 R_m}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_{m-1})^2} \right] - \left[ \omega C_k - \frac{\omega C_m (\omega^2 L_m C_{m-1})}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_{m-1})^2} \right]}{\omega L_k \left[ \omega C_k - \frac{\omega C_m (\omega^2 L_m C_{m-1})}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_{m-1})^2} \right] + \frac{\omega^2 C_m^2 R_m}{\omega^2 C_m^2 R_m^2 + (\omega^2 L_m C_{m-1})^2}}. \quad (2.16)$$

По сравнению с рассмотренными ранее параметрами добавился один новый постоянный параметр – дополнительная индуктивность  $L_k$ .



Для анализа общих свойств ультразвукового пьезокерамического излучателя продольного типа и тенденций их изменения, как уже отмечалось ранее, удобнее использовать относительные (или нормированные) параметры, а не их абсолютные величины, поэтому будем строить все расчетные кривые в относительных единицах, для чего используем принятую ранее систему базовых единиц:

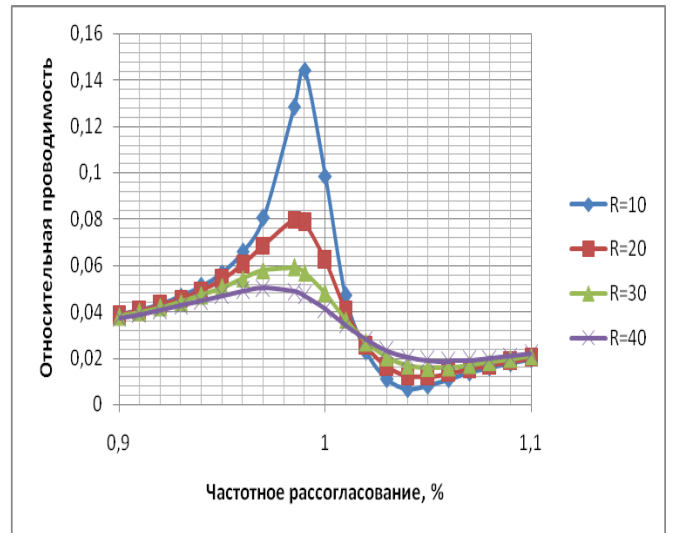
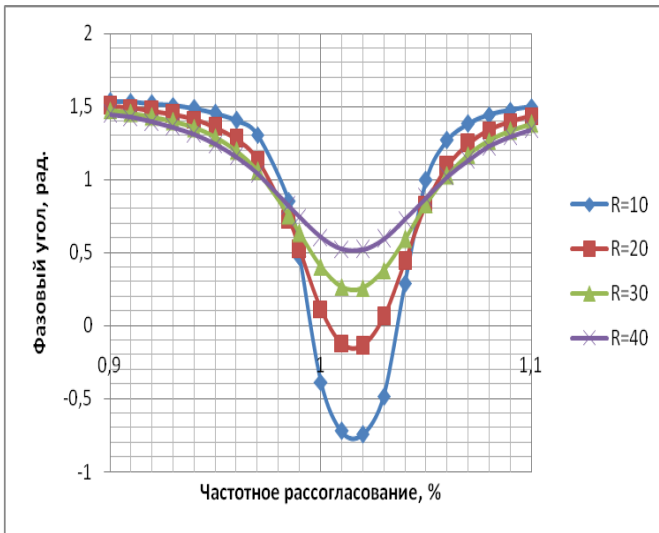
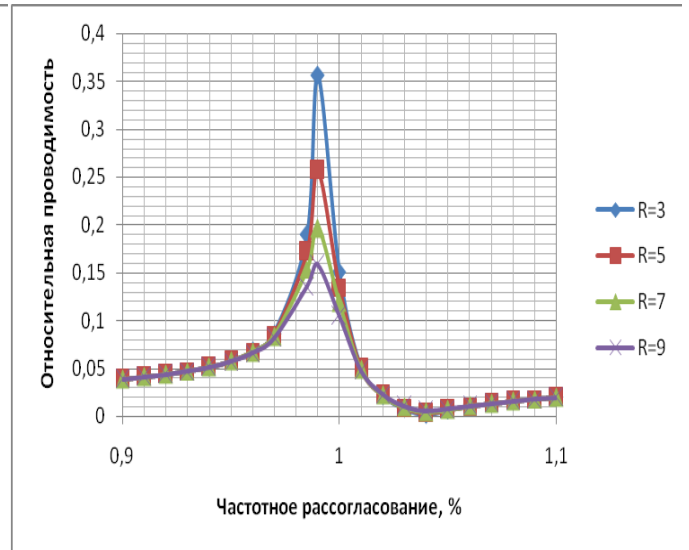
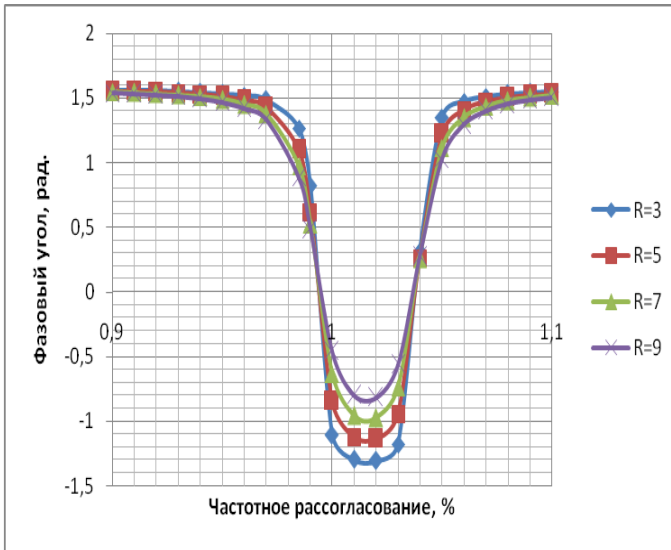
- относительная частота  $-\omega/\omega_0$ , или параметр ухода относительной частоты от резонансной в процентах  $-(\omega/\omega_0 - 1)*100\%$ ;
- относительная проводимость, нормированная к максимальному параметру холостого хода излучателя  $-y/y_{xx(max)}$ ;
- относительное сопротивление нагрузки,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

Теперь рассмотрим частотные характеристики ультразвукового пьезокерамического излучателя продольного типа, полученные при расчете по формулам (2.8–2.9) при разных значениях нагрузки (рис.2.7) и параметрах дополнительной индуктивности  $L_k$  (рис.2.8).

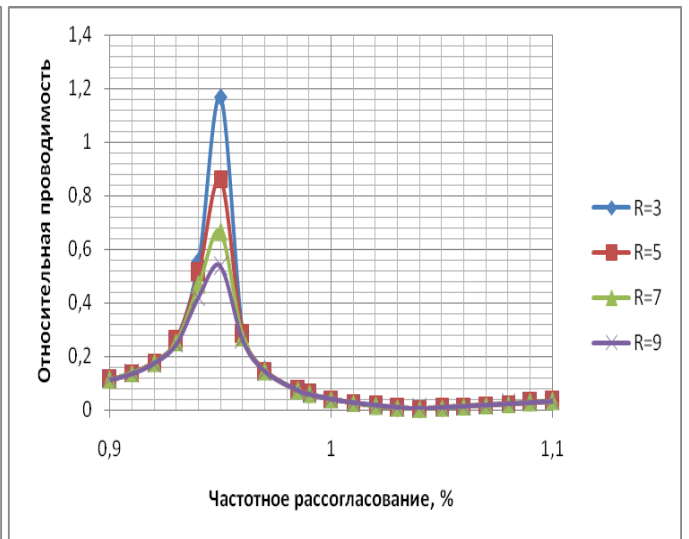
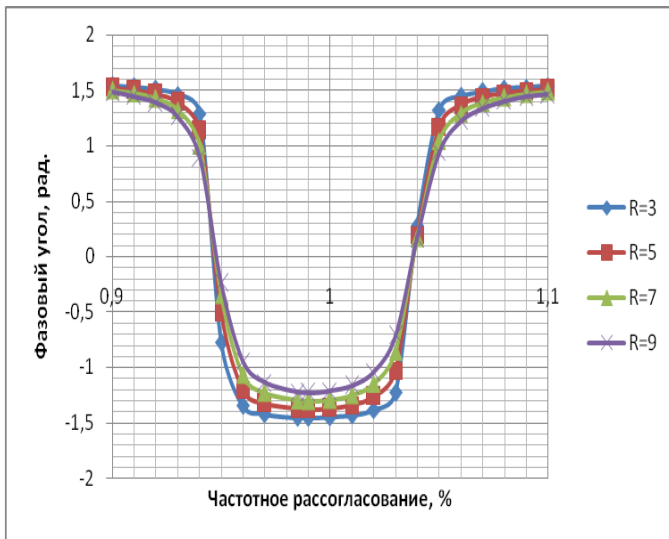
Оценивая приведенные ниже кривые, следует отметить, что:

- введение дополнительной индуктивности  $L_k$  приводит к пропорциональному уменьшению влияния нагрузки  $R$  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  $L_k$ ;
- 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.

$L_k = 6,17$



$L_k = 25$



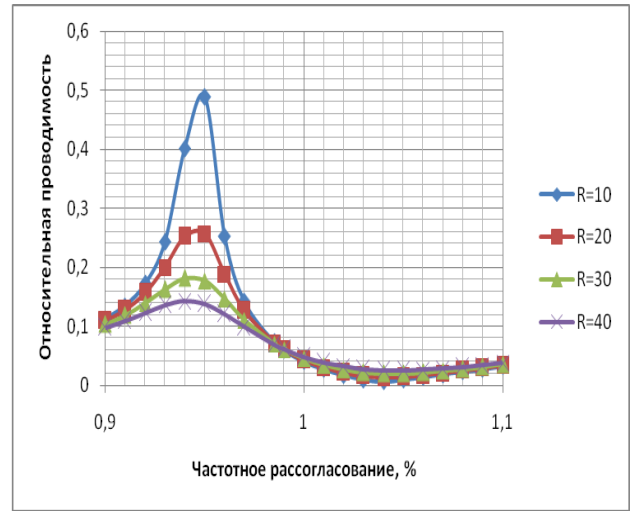
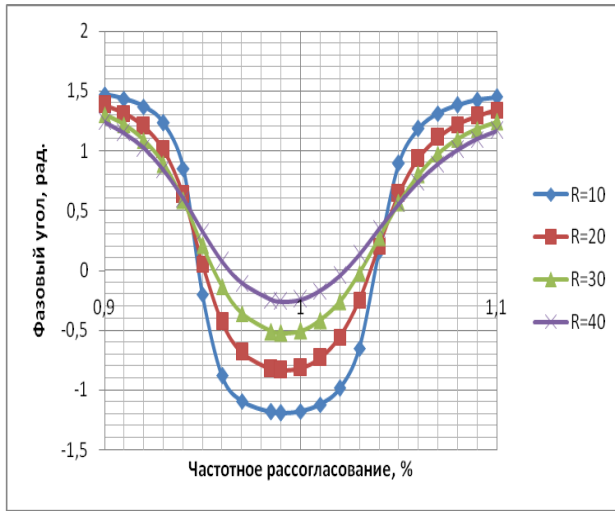
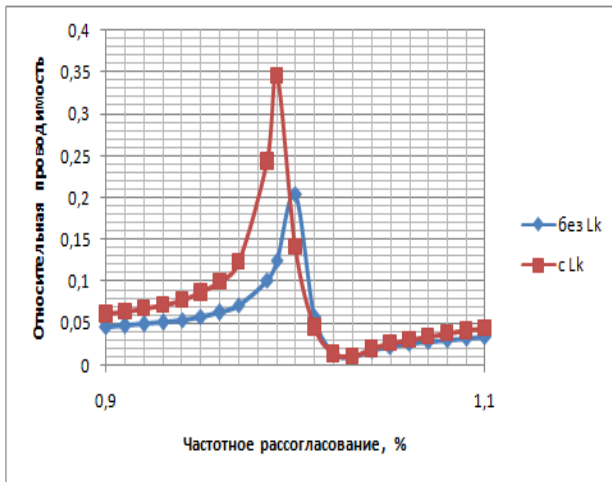
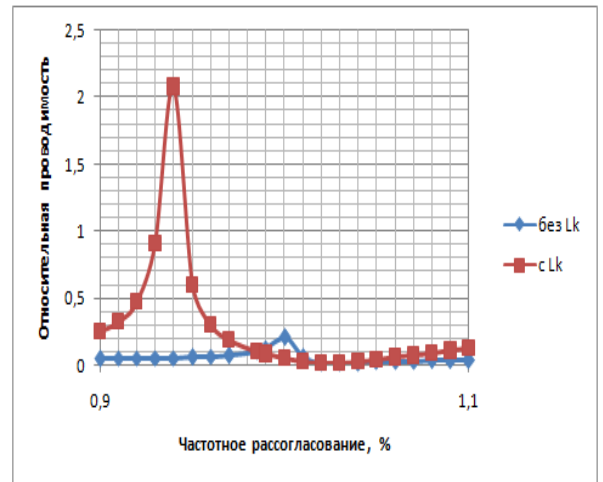


Рисунок 2.7 – Частотные и амплитудные характеристики ультразвукового пьезокерамического излучателя продольного типа при разных значениях нагрузки

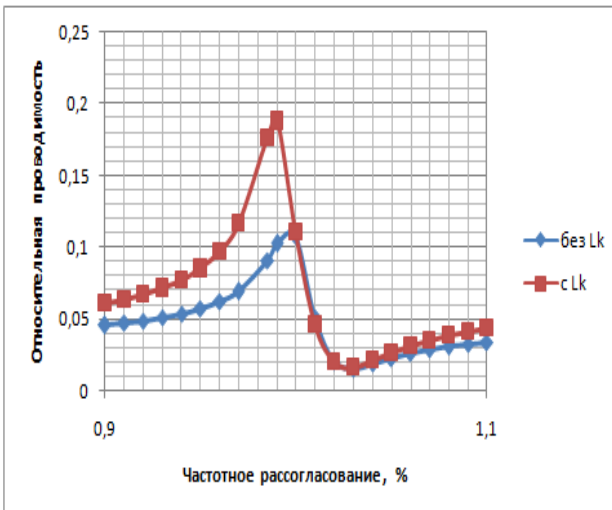
$R=5, L_k=6,17$



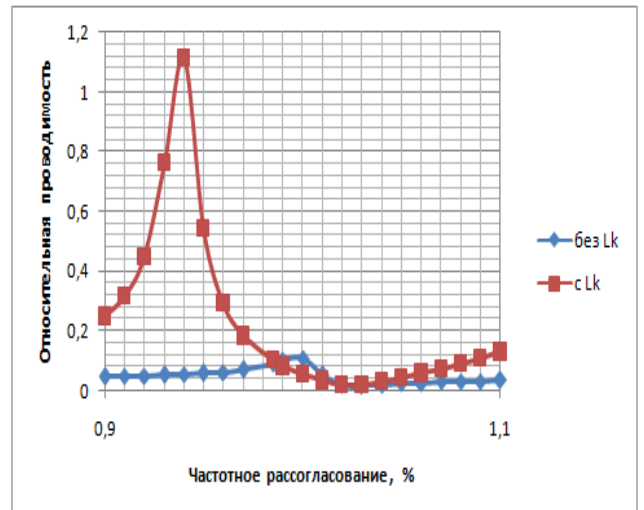
$R=5, L_k=20$



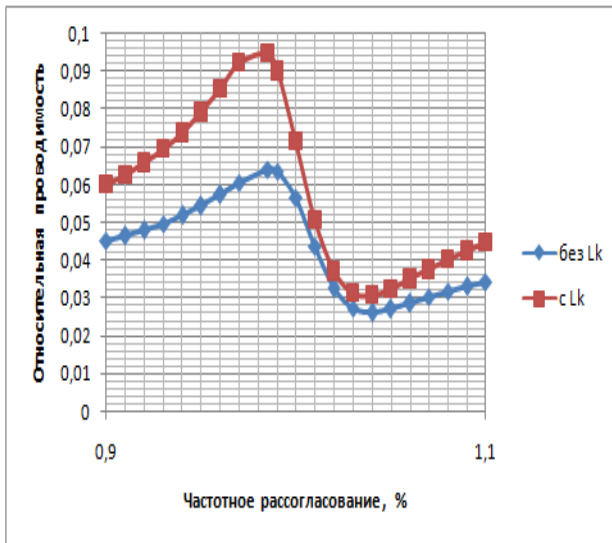
$R=10, L_k=6,17$



$R=10, L_k=20$



$$R=25, L_k=6,17$$



$$R=25, L_k=20$$

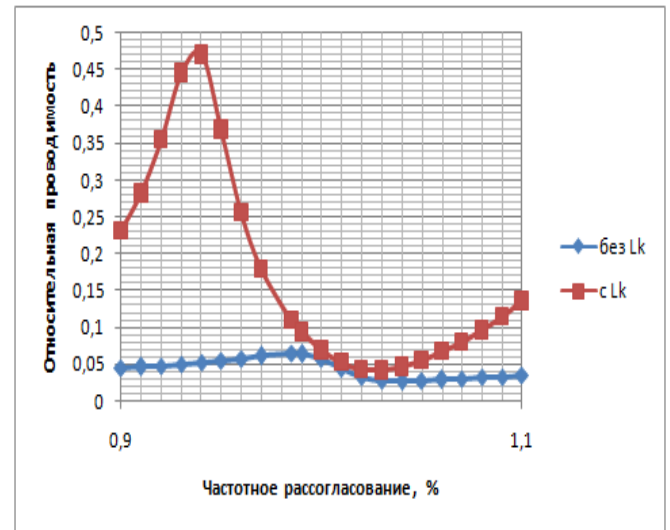


Рисунок 2.8 – Амплитудные характеристики ультразвукового пьезокерамического излучателя продольного типа при разных параметрах дополнительной индуктивности  $L_k$  и при разных значениях нагрузки

### 2.3 Оценка путей и возможностей реализации фазо-частотного регулирования пьезокерамических акустических систем

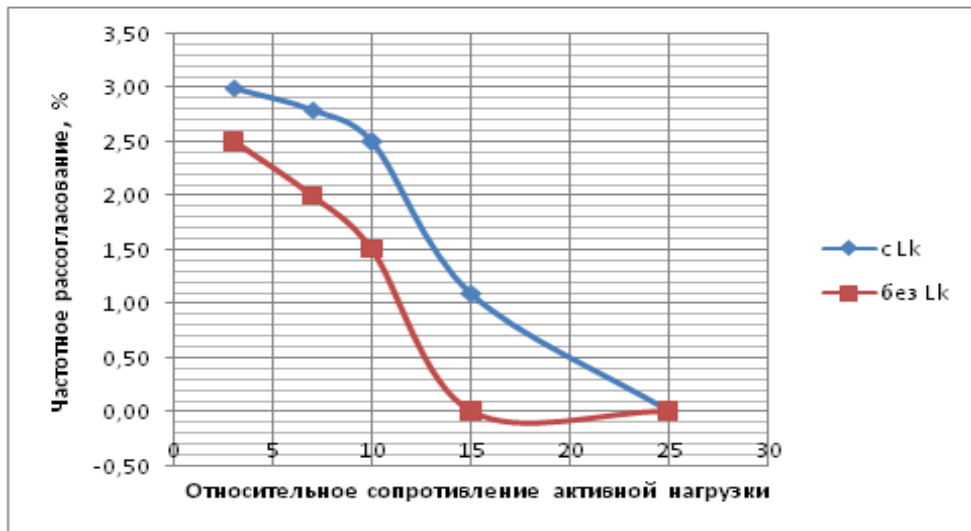
Теперь, на основании результатов теоретических исследований оценим эффективность возможных способов фазо–частотного управления, как наиболее простого и надежного в реализации, для использования при работе на высокочастотные и широкодиапазонные нагрузки.

В соответствии с рассмотренными вариантами включения пьезокерамического излучателя, предлагается:

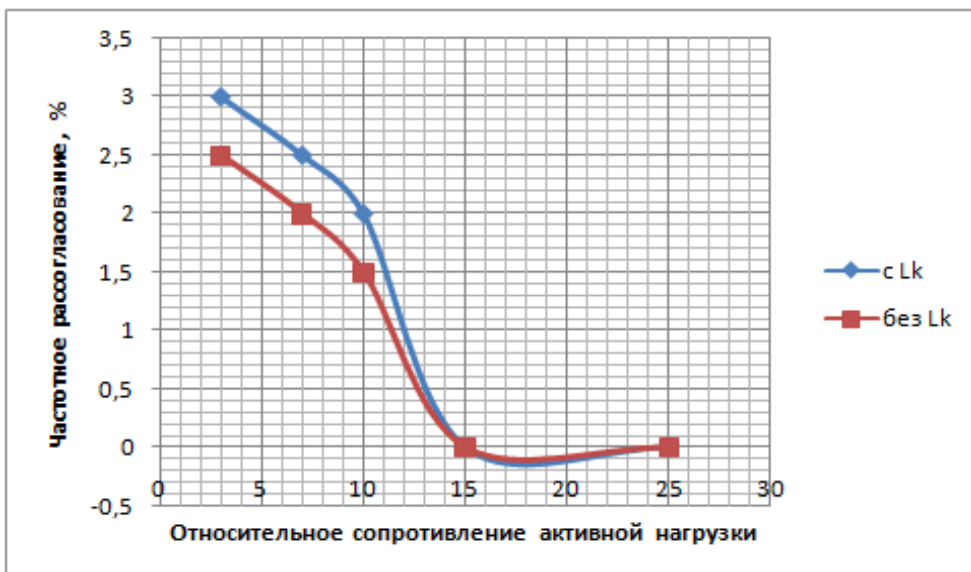
- включение его в чистом виде, как нагрузки выходного трансформатора ультразвукового генератора. При этом фазовые соотношения между питающим излучатель напряжением и током приобретают показанные в разделе 2.2. (рис. 2.2 – 2.5) ограничения при изменении нагрузки, препятствующие возможности применения простой системы фазовой автоподстройки частоты в условиях широкодиапазонной технологической нагрузки и данного варианта включения ультразвукового пьезокерамического излучателя;

– включение его через дополнительную согласованную индуктивность  $L_k$  обеспечивает, в соответствии с графиками рис.2.7 и рис.2.8, приведенными в разделе 2.3, повышение нагрузочной способности используемой акустической системы пропорционально величине нагрузки (начиная с определенного ее значения), а также снижение потерь в излучателе за счет повышения синусоидальности питающего излучатель напряжения. С другой стороны, введение дополнительной индуктивности почти не улучшает возможности использования системы фазовой автоподстройки частоты, хотя и несколько расширяет диапазон фазового регулирования, как показано на рис 2.9.

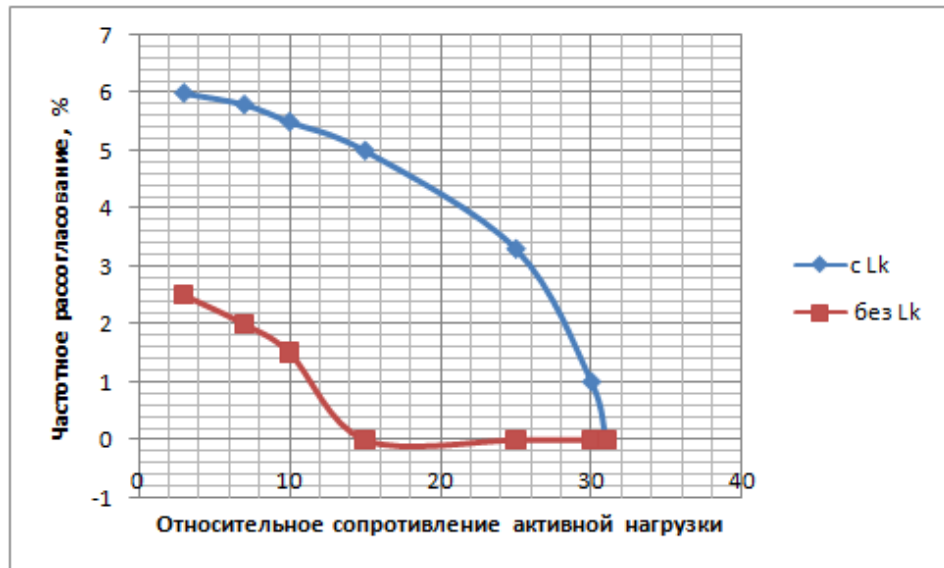
$$L_k=6,17; C_k=0,04$$



$$L_k=3; C_k=0,04$$



$$L_k = 15; C_k = 0,04$$



$$L_k = 6,17; C_k = 0,02$$



Рисунок 2.9 – Фазово–частотные характеристики акустической системы при различной величине нагрузки с учетом дополнительной индуктивности

В то же время, как показывают кривые рис.2.7, по мере увеличения дополнительной индуктивности  $L_k$  происходит сдвиг резонансной частоты акустической системы в сторону электрического резонанса. При исследовании характера изменения этого частотного сдвига, особенно при различных параметрах нагрузки, как показано на рис.2.10, можно сделать вывод о наличии некоего оптимального значения  $L_k$ , при котором проявляется эффект повышения

нагрузочной способности излучателя при относительно небольшой величине ухода резонансной частоты акустической системы. Это значение в соответствии с расчетными данными составляет  $L_k=6,17$ , что при величине  $C_k=0,04$  соответствует второй гармонике акустической резонансной частоты пьезокерамического излучателя.

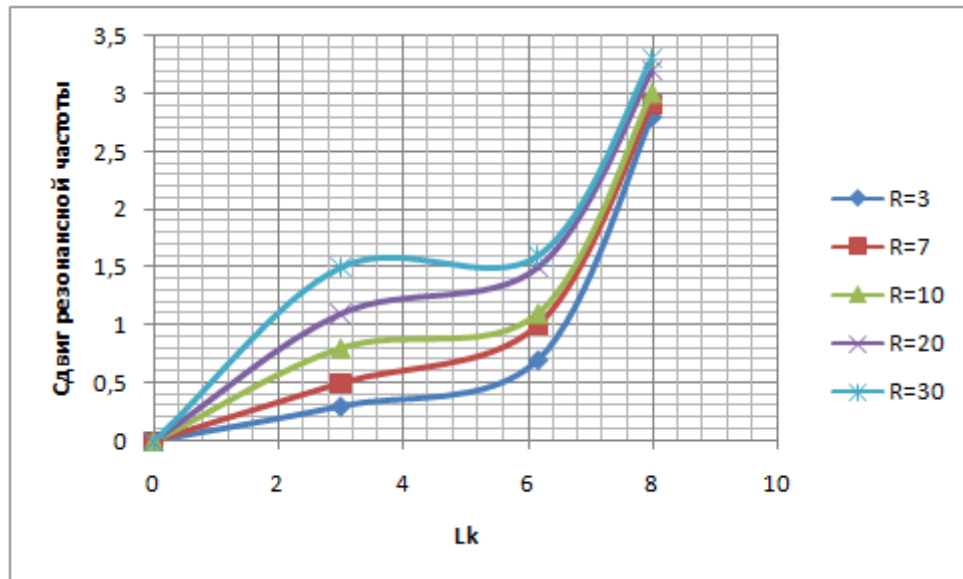


Рисунок 2.10 –Оптимальное значение  $L_k$  при различных значениях нагрузки

Таким образом, можно сказать, что введение дополнительной индуктивности повышает нагрузочную способность акустической системы, но снижает ее «акустическую эффективность», то есть рост проводимости, а соответственно, и рост тока через излучатель опережает рост амплитуды колебаний рабочего торца, но при рационально выбранном значении дополнительной индуктивности можно существенно уменьшить величину снижения «акустической эффективности» излучателя. При этом надо иметь в виду, что это не полноценное решение вопроса увеличения нагрузочной способности излучателя, а паллиатив, который позволяет обеспечить некоторое улучшение требуемых параметров, но и имеет существенные ограничения в своем применении.

Для расширения количества возможных вариантов включения пьезокерамического излучателя с целью повышения эффективности его работы,

как на пониженных, так и на повышенных значениях нагрузки автором было разработано и предложено устройство [64], обеспечивающее компенсацию влияния собственной емкости пьезокерамического излучателя на фазовые соотношения тока и напряжения возбуждения в рабочих режимах. Суть предложенного заключается в обеспечении разделения акустического и электрического резонансов излучателя, с последующим использованием эффектов, как одного, так и другого. Вариант подключения излучателя к генератору, использующий предложенный принцип за счет дополнительного компенсирующего конденсатора, показан на рис.2.11. Как видно из схемы, полный ток генератора  $I_{\text{общ}}$  делится на три составляющих:  $I_a$  – акустическая составляющая входного тока,  $I_э$  – электрическая составляющая, определяемая собственной емкостью пьезоматериала излучателя и  $I_c$  – электрическая составляющая, определяемая величиной дополнительного компенсирующего конденсатора  $C$ .

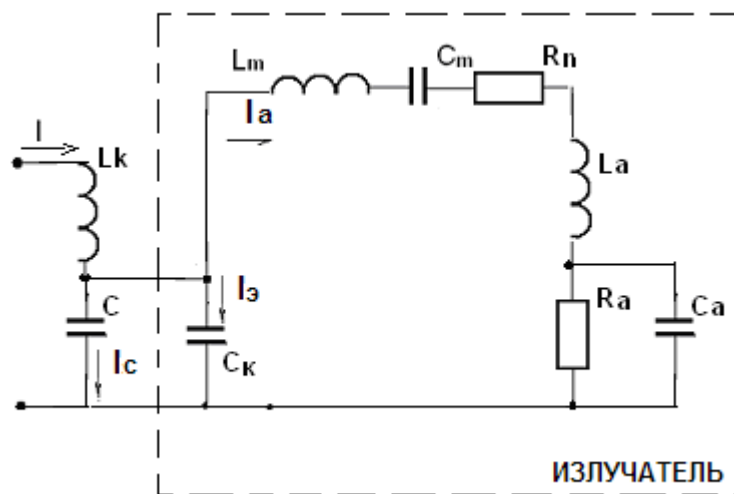


Рисунок 2.11 – Схема подключения излучателя

В данной ситуации, решение задачи обеспечения работы излучателя на частоте акустического резонанса при наличии дополнительной индуктивности  $L_k$ , достигается путем установки компенсирующей емкости  $C$ , равной собственной емкости пьезоматериала излучателя  $C_k$  и из суммы токов  $I_a$  и  $I_э$  вычесть ток  $I_c$ ,



что достигается установкой в схему одного токового трансформатора с двумя встречно включенными первичными обмотками, как показано на рис.2.12.

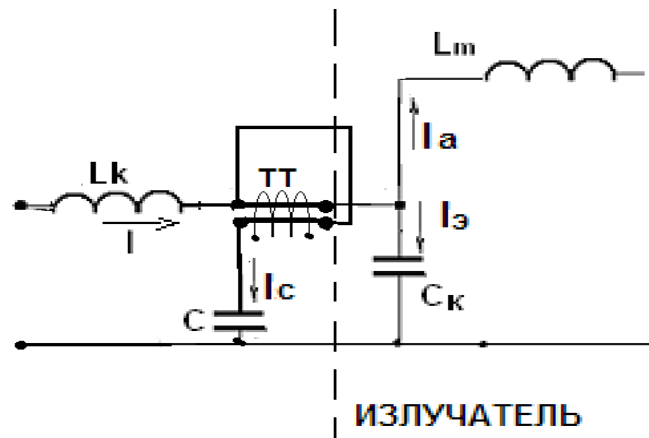


Рисунок 2.12 – Схема включения токового трансформатора

Такое схемное решение позволяет в дальнейшем рассматривать эквивалентную схему подключенного подобным образом излучателя к генератору в виде двух практически независимых участков, где выходное напряжение первого, является входным для второго, как показано на рис.2.13.

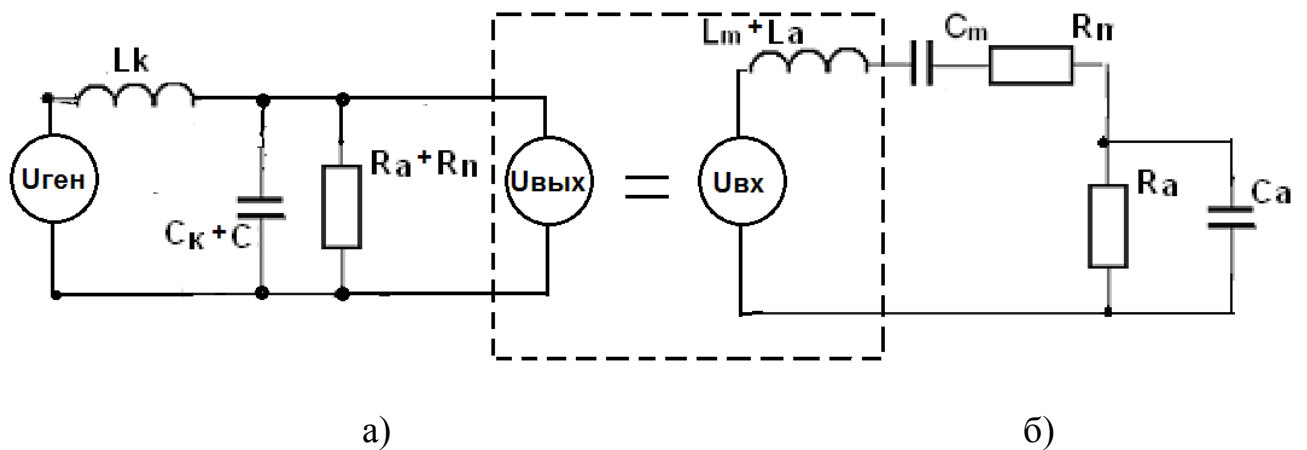


Рисунок 2.13 – Разбиение эквивалентной схемы излучателя на независимые участки

Первый участок (рис.2.13–а) представляет собой фактически схему «подкачки» напряжения, подаваемого на излучатель при увеличении технологической нагрузки. Второй же участок (рис.2.13–б)– это несколько

упрощенная эквивалентная схема пьезокерамического излучателя продольного типа [26].

Теперь, уже с учетом разбиения эквивалентной схемы излучателя на независимые участки, появляется возможность использовать еще, как минимум, три варианта включения излучателя:

– включение его в чистом виде, как нагрузки выходного трансформатора ультразвукового генератора, но с использованием варианта разделения электрического и механического резонансов. При этом, увеличение  $C_k$  незначительно скажется на амплитудной характеристике излучателя (как показано на рис.2.5, при этом фазовая характеристика примет вид, показанный на рис.2.4, что обеспечит повышение устойчивости работы системы фазовой автоподстройки частоты. Останется недостаток устойчивой работы лишь при малых нагрузках ( $R$  до 10) из-за малых значений получаемого фазового рассогласования, то есть ограничение по величине нагрузки, что в определенных медицинских технологиях вполне допустимый, а иногда и требуемый вариант;

– включение его с использованием принципа разделения резонансов и с дополнительной согласованной индуктивностью. В этом случае возможны два варианта в работе акустической системы. Первый – фазовое рассогласование формируется при использовании выходного сигнала генератора (выход генератора до дополнительной индуктивности  $L_k$ ) и второй – когда фазовое рассогласование оценивается при использовании части питающего пьезокерамический излучатель напряжения (рис.2.14) (после дополнительной индуктивности  $L_k$ , с части дополнительного компенсирующего конденсатора  $C$ ).

В первом случае, мы имеем максимально простую и надежную систему фазовой автоподстройки частоты [64] с устойчивым и широким частотным диапазоном регулирования, а также возможностью увеличения нагрузочной способности излучателя при определенном (возможностями применения  $L_k$  оптимальной величины), но не критичном для выполнения требований

технологического процесса, частотном рассогласовании излучателя от акустического резонанса, как показано на рис.2.10.

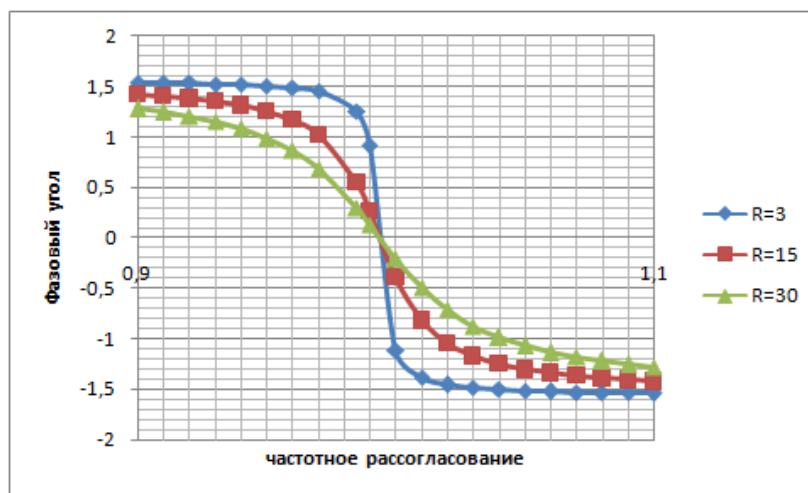
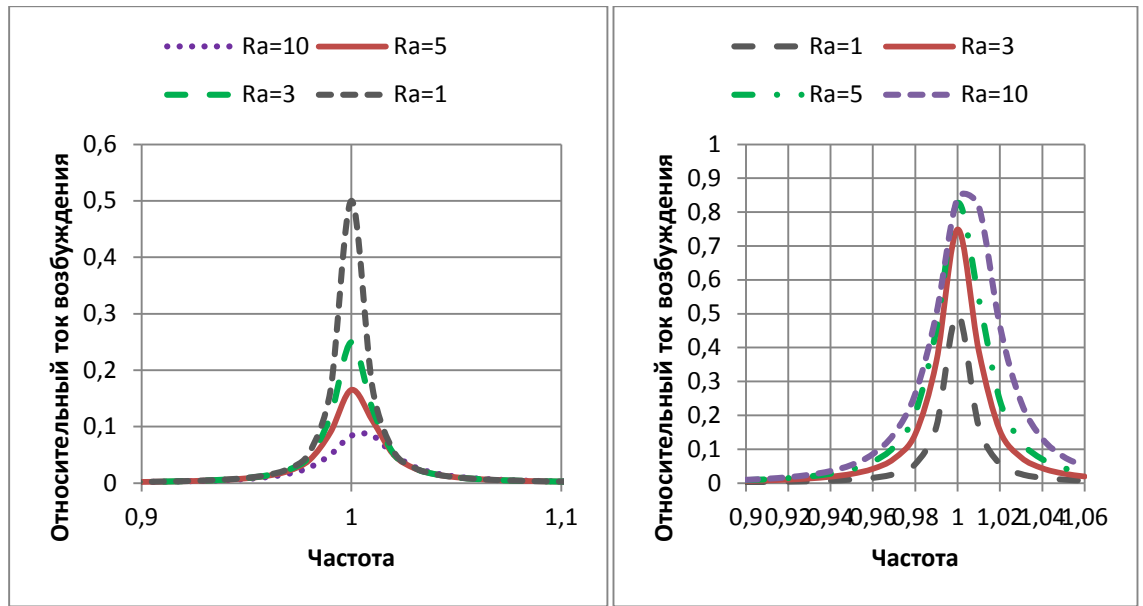


Рисунок 2.14 – Фазовые характеристики пьезоизлучателя при разбиении эквивалентной схемы излучателя на независимые участки

Во втором случае влияние дополнительной индуктивности на фазовую картину исключено. Поскольку для высокочастотных цепей наиболее информативным является представление характеристик проводимости, а не сопротивления, на рис.2.15–а приведены частотные характеристики изменения проводимости, которые при постоянном входном напряжении отражают ток возбуждения излучателя, который, в свою очередь, для пьезокерамических излучателей в режиме резонанса тесно коррелирован с амплитудой акустических колебаний рабочего торца излучателя.

Из приведенного графика видно, что увеличение технологической нагрузки излучателя  $R_a$  сопровождается соответствующим уменьшением тока возбуждения и, соответственно, амплитуды акустических колебаний, являющейся основным технологическим параметром.

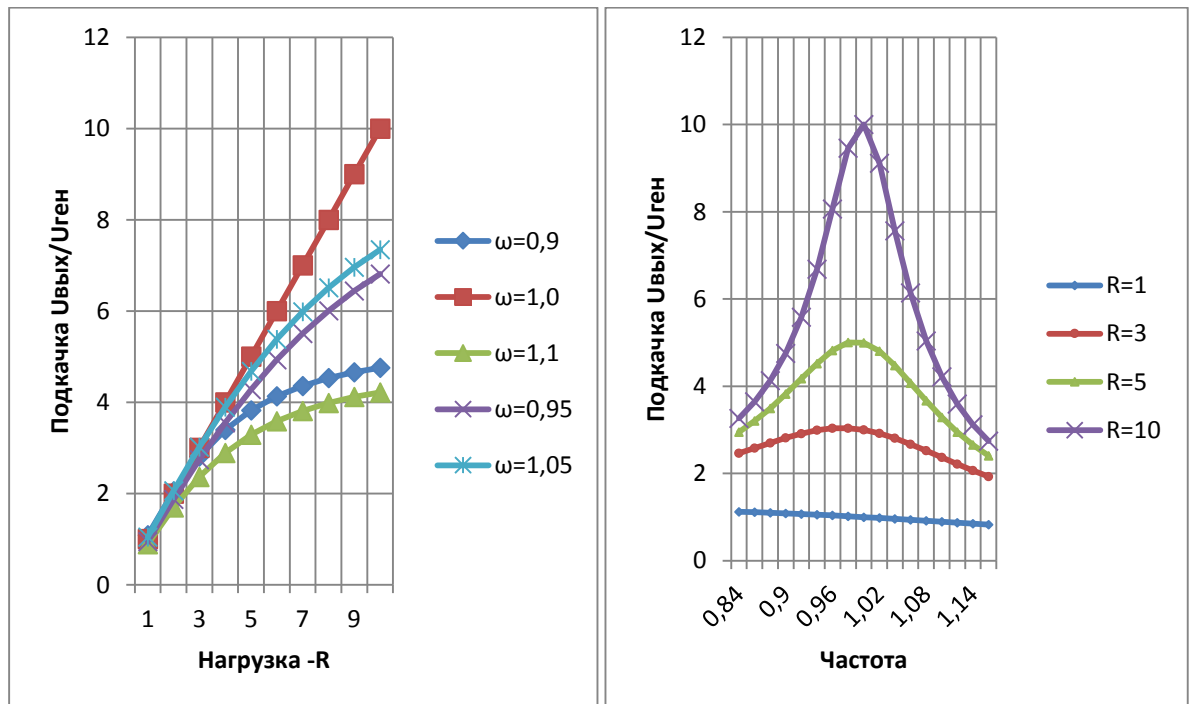
В то же время, использование предложенной схемы подкачки (рис.2.16), обеспечивает не только сохранение необходимого для успешного протекания технологического процесса тока возбуждения излучателя при возрастании нагрузки, но и даже некоторое превышение над заданным уровнем (рис.2.15,б).



а)

б)

Рисунок 2.15 – Частотные характеристики второго участка схемы: а – характеристики собственно участка; б – характеристики участка с учетом подкачки входного напряжения за счет первого участка



а)

б)

Рисунок 2.16 – Изменение уровня «подкачки» напряжения возбуждения излучателя: а – в зависимости от нагрузки, при различных уровнях частотного рассогласования; б – частотные характеристики контура при разных нагрузках

## 2.4 Выводы по главе

1. На основании анализа эксплуатации применяемых в травматологии и хирургии ультразвуковых аппаратов показана необходимость повышения нагрузочной способности используемых акустических систем и устойчивости в поддержании режима акустического резонанса.

2. Как показывает анализ расчетных кривых, увеличение активной нагрузки приводит к снижению добротности акустической системы с постепенным вырождением резонансных свойств и при определенной величине нагрузки. При этом даже теоретически фазовое регулирование частоты становится невозможным. Расчетно подтверждена несимметричность фазо-частотных характеристик пьезокерамического излучателя относительно резонансной частоты. Это связано с наличием собственной емкости пьезоматериала излучателя, величина которой формирует критическую точку повторной смены типа проводимости у излучателя и существенно снижает устойчивость систем фазового управления частотой излучателя.

3. Введение дополнительной индуктивности  $L_k$  приводит к пропорциональному уменьшению влияния нагрузки  $R$  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 в сторону электрического резонанса. Это, в свою очередь, 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.

4. Дополнительная индуктивность повышает нагрузочную способность акустической системы, но снижает ее «акустическую эффективность», поскольку рост проводимости, а соответственно, и рост тока через излучатель, опережают рост амплитуды колебаний рабочего торца. При рационально выбранном

значении дополнительной индуктивности, которая вместе с собственной емкостью пьезоматериала излучателя образует контур с частотой резонанса, соответствующей второй гармонике частоты акустического резонанса излучателя, можно существенно уменьшить величину снижения его «акустической эффективности».

5. Разработано и предложено устройство [64], обеспечивающее компенсацию влияния собственной емкости пьезокерамического излучателя на фазовые соотношения тока и напряжения возбуждения в рабочих режимах. Суть предложенного заключается в обеспечении разделения акустического и электрического резонансов излучателя, с последующим использованием эффектов, как одного, так и другого.

6. С учетом предложенного решения, появляется возможность использовать еще три варианта включения излучателя, что позволяет получить максимально простую и надежную систему фазовой автоподстройки частоты [18], с устойчивым и широким частотным диапазоном регулирования. Кроме того увеличивается нагрузочная способность излучателя при определенном (возможностями применения  $L_k$  оптимальной величины), но не критичном для выполнения требований технологического процесса, частотном рассогласовании излучателя.

### **ГЛАВА 3. РАЗРАБОТКА УЛЬТРАЗВУКОВЫХ АППАРАТОВ С ПОВЫШЕННОЙ НАГРУЗОЧНОЙ СПОСОБНОСТЬЮ ДЛЯ НОВЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В ТРАВМАТОЛОГИИ И ХИРУРГИИ**

На основании результатов исследований и предложенных новых решений по фазо–частотному управлению, изложенных во второй главе, были разработаны новые схемные решения, для генератора в целом и для систем фазовой автоподстройки частоты.

#### **3.1 Разработка и исследования генератора с разделением электрического и акустического резонансов без использования дополнительной индуктивности**

Обеспечить высокую надежность работы полумостового инвертора позволяет использование современных MOSFET транзисторов и последних разработок в микросхемотехнике полумостовых MOSFET драйверов (например, разработка фирмы IR, США [79]) за счет формирования оптимальных режимов управления транзисторами. Безусловный недостаток при использовании такого типа генераторов при работе на резонансные нагрузки – отсутствие простой и надежной системы автоподстройки частоты генератора. Этот недостаток приводит к необходимости значительного усложнения схемного решения в целом, и, как следствие, снижению надежности работы и быстродействия, а также к возникновению опасных переходных процессов.

В известных аппаратах для травматологии и хирургии, для повышения эффективности работы транзисторного генератора на резонансную нагрузку, характерную для пьезокерамического ультразвукового излучателя, обычно используется транзисторный генератор для резонансных нагрузок [62]. Он содержит полумостовой инвертор с выходным трансформатором на MOSFET транзисторах, управляемых включенным по типовой схеме драйвером полумоста с внутренним генератором и внешней времязадающей  $RC$  – цепью, выполненным по MOSFET технологии. На рис.3.1 приведена принципиальная схема устройства,

а на рис.3.2 временные диаграммы его работы [62]. Необходимость более подробного описания работы генератора определена тем, что она использована в дальнейшем, как базовая, опорная структура аппарата, как в силовой части, так и в одном из вариантов системы фазовой автоподстройки частоты.

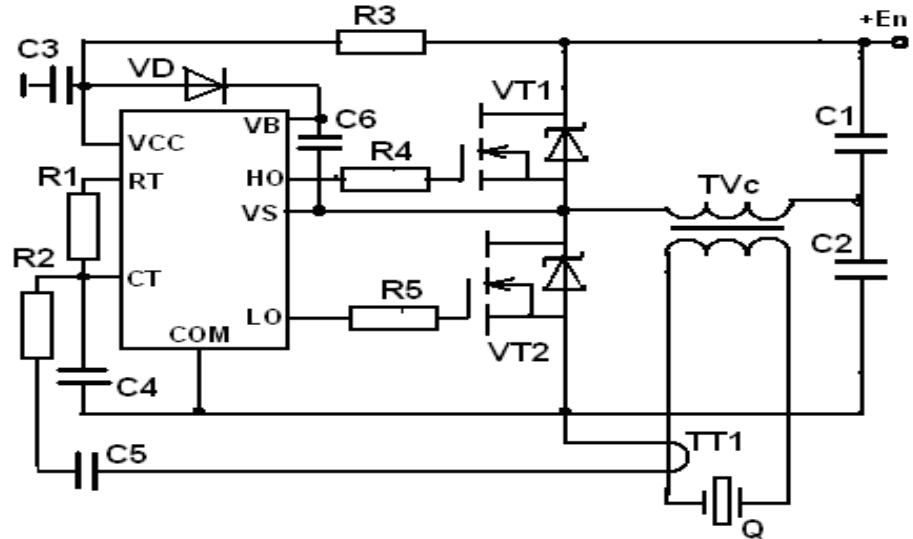


Рисунок 3.1 – Ультразвуковой генератор с независимым возбуждением и системой ФАПЧ

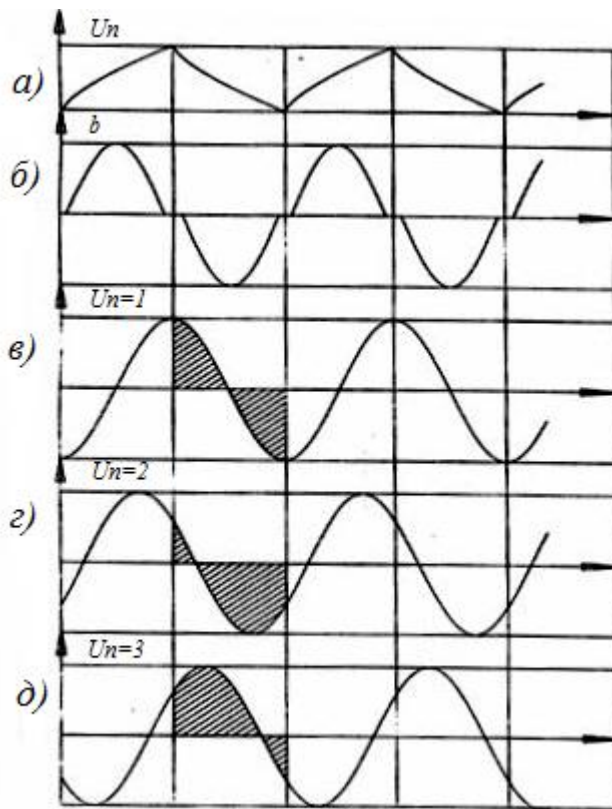


Рисунок 3.2 – Временные диаграммы работы системы ФАПЧ



Схема представляет собой полумостовой транзисторный инвертор со стандартным (типовым) управляющим драйвером, с выходным трансформатором в диагонали полумоста. Управляющий драйвер содержит встроенный генератор с внешней времязадающей  $RC$  – цепью  $R1-C4$ . Параллельно конденсатору  $C4$  времязадающей  $RC$  – цепи подключена дополнительная  $RC$  – цепь  $R2-C5$ , с последовательно подключенной информационной обмоткой токового трансформатора  $ТТ1$ , установленного последовательно с резонансной нагрузкой  $Q$  в цепи вторичной обмотки выходного трансформатора  $ТVс$ . Командно–пусковое устройство, обеспечивающее включение и выключение генератора на рисунке не показано.

Описанное выше устройство работает следующим образом. В исходном состоянии силовое напряжение подается на клеммы питания инвертора, при этом инвертор не работает, так как командное устройство выключено и времязадающий конденсатор драйвера разряжен. При работе на резонансную нагрузку, в качестве которой в ультразвуковых медицинских аппаратах используется ультразвуковой пьезокерамический излучатель, ток, протекающий по вторичной обмотке выходного трансформатора  $ТVс$ , в зависимости от величины добротности нагрузки будет приближаться к синусоидальному. Основная задача любого генератора, работающего на резонансную нагрузку – обеспечивать поддержание резонансного режима работы. Для простых эквивалентных схем резонансной нагрузки, приближающихся в резонансных режимах к простейшим резонансным контурам, наиболее предпочтительной системой регулирования частоты является фазовая. В своем обычном виде такая система достаточно сложна в реализации, инерционна за счет используемых фильтров, требует наличия ряда датчиков, поскольку должна обеспечивать выполнение определенных фазовых соотношений между выходным током и выходным напряжением, а также должна содержать блоки преобразования сравниваемых сигналов и блоки формирования управляющих сигналов. Используемая в качестве базовой для дальнейшего совершенствования, система фазового регулирования частоты генератора лишена приведенных выше

недостатков. Поскольку в дальнейшем мы будем опираться на ее свойства и особенности, рассмотрим работу системы более детально. При подаче токового сигнала с трансформатора тока  $TT1$  на конденсатор  $C7$  происходит выделение информационного сигнала, соответствующего первой гармонике выходного тока генератора, но сдвинутого относительно ее на  $90$  град., как показано на эпюрахрис.3.2,б–в. Выделенный таким образом информационный сигнал поступает через резистор  $R2$  и конденсатор  $C5$  на конденсатор  $C4$  времязадающей  $RC$  – цепи драйвера. Там одновременно происходит сравнение фаз и преобразование фазового рассогласования информационных сигналов, соответствующих выходному току и выходному напряжению. Поскольку резистор  $R2$  много больше по номиналу, чем резистор  $R1$  времязадающей цепи драйвера, а конденсатор  $C7$  по номиналу много больше конденсатора  $C4$  времязадающей цепи драйвера, очевидно, что конденсатор  $C7$  выступает по отношению к конденсатору  $C4$  как источник синусоидального тока. Тогда, в соответствии с эпюрами на рис.3.2,в,г,д, заштрихованная площадь информационного токового сигнала одной полярности для спада пилообразного сигнала (см. рис.3.2–а) времязадающего конденсатора  $C4$  является замедляющей, а другой полярности – ускоряющей, а для фронта пилообразного сигнала – наоборот. Это, при точном сдвиге фаз сравниваемых информационных сигналов в  $90$  град., не меняет частоту работы генератора. При иных вариантах фазового сдвига информационных сигналов: ток опережает напряжение – частота снижается до наступления резонанса; напряжение опережает ток – частота повышается до наступления резонанса [62]. Для запрета разряда времязадающего конденсатора  $C4$  через резистор  $R2$  и обмотку токового трансформатора  $TT1$ , в схему введен дополнительный конденсатор  $C5$ , значительно превышающий по номиналу времязадающий конденсатор  $C4$ , и препятствующий протеканию по нему тока разряда. Данное базовое схемное решение имеет ряд серьезных недостатков, которые вытекают из, проведенного выше (см. главу 2, раздел 2.1), анализа процессов в акустической системе ультразвукового медицинского аппарата. Во–первых, это влияние на работу системы фазовой АПЧ собственной

емкости пьезоматериала, а во-вторых, слабая нагрузочная способность. Для ликвидации первого из перечисленных недостатков нами было предложено новое схемное решение для генератора[62], приведенное на рис.3.3.

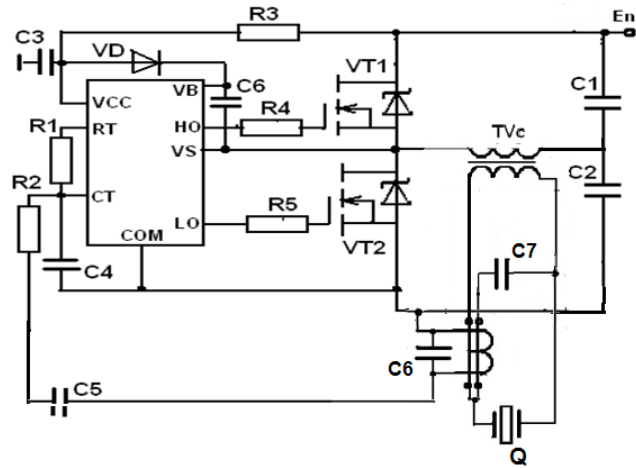
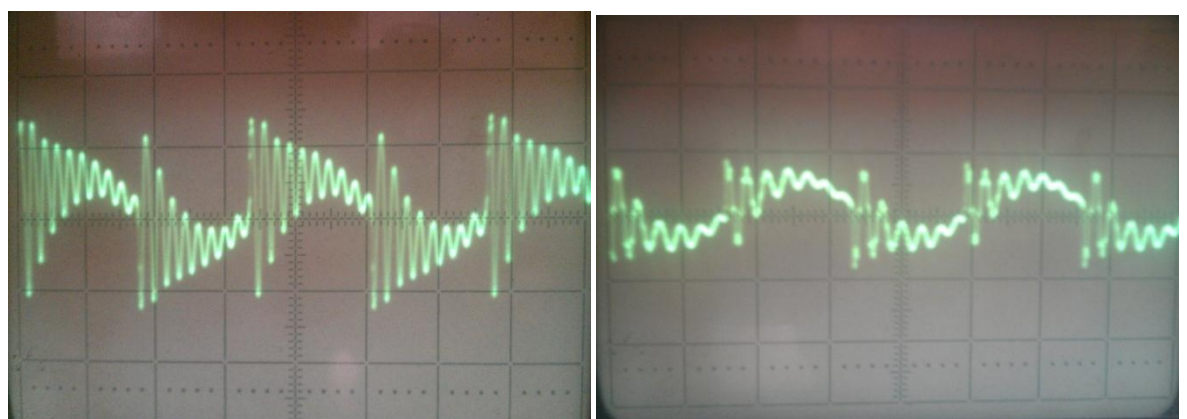


Рисунок 3.3 – Ультразвуковой генератор с независимым возбуждением и модернизированной системой ФАПЧ

В этом варианте схемного решения генератора информационный сигнал на конденсаторе  $C6$  формируется за счет вычитания из основного токового сигнала возбуждения пьезокерамического излучателя  $Q$  тока, протекающего через дополнительный конденсатор  $C7$ , равный по величине собственной емкости пьезоматериала излучателя.



а)

б)

Рисунок 3.4 – Осциллограммы токового сигнала возбуждения пьезоизлучателя: а – без дросселя и без компенсации электрической составляющей; б – без дросселя с компенсацией электрической составляющей

Это достигается за счет использования токового трансформатора с двумя одинаковыми, встречно включенными первичными обмотками. Осциллограммы соответствующих токовых сигналов показаны на рис.3.4.

Для обеспечения возможности выбора наиболее эффективного управления режимами входа системы в резонанс при изменении нагрузки было проведено теоретическое исследование по оценке зависимости ухода частоты от фазового рассогласования системы, на основании чего могут быть установлены основные соотношения, определяющие взаимосвязь между характеристиками генератора, параметрами ультразвуковой колебательной системы и технологического процесса. Была в общем виде определена функциональная схема системы и проведено последовательное рассмотрение отдельных структурных составляющих этой системы с определением их передаточных функций.

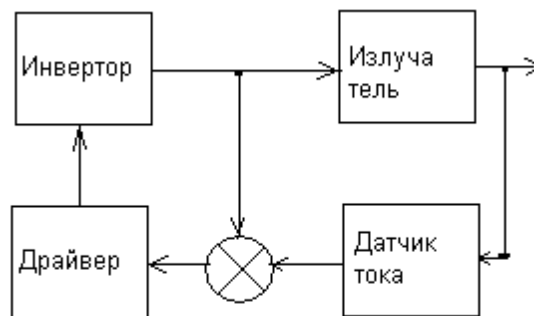


Рисунок 3.5 – Функциональная схема системы фазовой автоподстройки частоты

Приведенная схема на рис 3.5 может быть разделена на две части: верхнюю и нижнюю. Верхняя часть (рис. 3.6) содержит инвертор, который в силу физики работы является звеном дискретным и, практически, безынерционным. Поскольку прямоугольные разнополярные и симметричные импульсы, формируемые им, поступают на высокочастотную резонансную систему (пьезокерамический излучатель), можно принять с незначительной погрешностью, что на выходе инвертора формируется синусоидальное напряжение. При этом верхняя часть может быть заменена последовательным

включением безынерционного звена и резонансной акустической системы, описанной выше в главе 2.

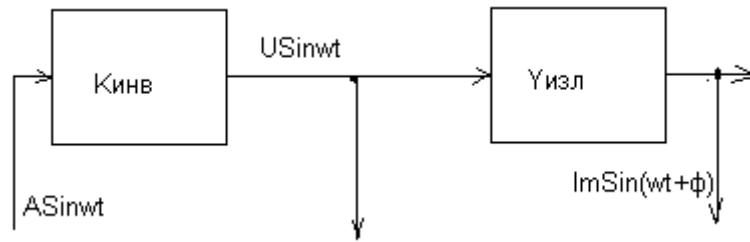


Рисунок 3.6 – Структура верхней части системы фазового самоуправления

Для нижней же части (рис. 3.7), содержащей датчик выходного тока, синхронный детектор и драйвер инвертора можно нарисовать следующую эквивалентную схему, позволяющую оценить уравнения работы этих звеньев:

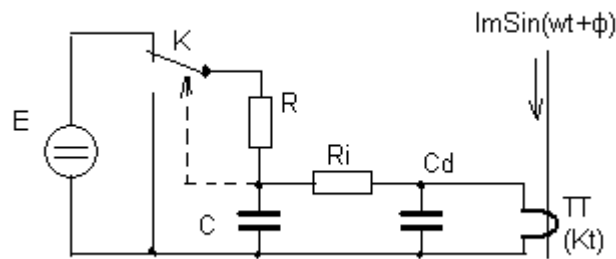


Рисунок 3.7 – Эквивалентная схема нижней части системы

Времязадающая цепь  $RC$  и источник напряжения  $E$  определяют величину и форму напряжения на конденсаторе  $C$  в отсутствие сигнала с датчика тока  $I$ . При этом, одной из функций используемого драйвера является изменение положения ключа  $N$  при достижении напряжения на конденсаторе  $C$  уровней  $U_{\text{ниж}}$  и  $U_{\text{верх}}$  (верхнего и нижнего уровней срабатывания порогового устройства драйвера). В соответствии с работой ключа  $N$ , все процессы в эквивалентной схеме разбиваются на два этапа: первый – ключ в одном положении – осуществляется заряд конденсатора  $C$  через резистор  $R$  от уровня  $U_{\text{ниж}}$  до уровня  $U_{\text{верх}}$  и второй – ключ в другом положении – осуществляется разряд конденсатора  $C$  через резистор  $R$  от уровня  $U_{\text{верх}}$  до уровня  $U_{\text{ниж}}$ .

Для этапа разряда справедливо уравнение:

$$\frac{dU_c}{dt} + \frac{1}{RC}U_c = 0, \quad (3.1)$$

причем начальное условие: при  $t=0, U_c = U_{\text{верх.}}$ . Решение этого уравнения позволяет определить характер изменения и величину тока, протекающего через конденсатор  $C$ :

$$I_c = -\frac{U_{\text{верх.}}}{R} e^{-\frac{t}{RC}}. \quad (3.2)$$

В соответствии с известным принципом суперпозиции, если через времязадающий конденсатор протекают два независимых тока, то общий ток находим как сумму двух: одного – полученного выше при работе драйвера и второго – поступающего от датчика выходного тока генератора. Как показано на рис 3.7 этот ток формируется за счет напряжения на  $C_d$  которое, в свою очередь сформировано током, протекающим через ультразвуковой излучатель:

$$U_{C_d} = \frac{N_t}{C_d} \int_0^t i_m \sin(\omega t + \phi) dt, \quad (3.3)$$

где  $N_t$  – коэффициент трансформации токового трансформатора ТТ1.

Отсюда:

$$I_d = \frac{U_{C_d}}{R_I} = \frac{N_t}{C_d R_I} \int_0^t i_m \sin(\omega t + \phi) dt = \frac{N_t i_m}{C_d R_I \omega} \cos(\omega t + \phi). \quad (3.4)$$

Тогда общий ток через времязадающий конденсатор драйвера:

$$I = I_c + I_d = \frac{N_t i_m}{C_d R_I \omega} \cos(\omega t + \phi) - \frac{U_{\text{верх.}}}{R} e^{-\frac{t}{RC}}. \quad (3.5)$$

Влияние дополнительного тока вызовет изменения напряжения на времязадающем конденсаторе:

$$\begin{aligned} U_c &= \frac{1}{C} \int_0^t I dt = \frac{1}{C} \int_0^t \left[ \frac{N_t i_m}{C_d R_I \omega} \cos(\omega t + \phi) - \frac{U_{\text{верх.}}}{R} e^{-\frac{t}{RC}} \right] dt = \\ &= \frac{N_t i_m}{C_d R_I \omega} [\sin(\omega t + \phi) - \sin \phi] + U_{\text{верх.}} e^{-\frac{t}{RC}}, \end{aligned} \quad (3.6)$$

а, поскольку в течение времени  $t_1$  напряжение  $U_c$  должно измениться до  $U_{\text{ниж.}}$ , а  $\omega t$  по физике работы драйвера соответствует половине периода выходной частоты, т.е.  $\pi$ , получаем следующее выражение:

$$U_{\text{ниж}} = \frac{N_t i_m 2 \sin \phi}{C_d R_i \omega^2 C} + U_{\text{верх}} e^{\frac{-t}{RC}}, \quad (3.7)$$

откуда можно определить  $t_1$ :

$$t_1 = RC \ln \frac{\omega^2 C C_d R_i U_{\text{верх}}}{\omega^2 C C_d R_i U_{\text{ниж}} - 2 N_t i_m \sin \phi}. \quad (3.8)$$

В полученном выражении  $\phi$  – рассогласование фаз двух сигналов, которое системой устанавливается и поддерживается на уровне  $\phi=0$ .

Теперь, аналогично, рассмотрим процессы на этапе заряда времязадающего конденсатора:

$$\frac{dU_C}{dt} + \frac{1}{RC} U_C = \frac{1}{RC} E, \quad (3.9)$$

где начальное условие, при  $t=0$ ,  $U_C = U_{\text{ниж}}$ .

При решении данного уравнения, находим выражение для тока, протекающего через времязадающий конденсатор  $C$ :

$$I_C = \frac{1}{R} (E - U_{\text{ниж}}) e^{\frac{-t}{RC}}. \quad (3.10)$$

Как и на предыдущем этапе, через  $C$  протекает и ток от датчика выходного тока генератора:

$$I_d = \frac{U_{C_d}}{R_I} = \frac{N_t}{C_d R_I} \int_0^t i_m \sin(\omega t + \phi) dt = -\frac{N_t i_m}{C_d R_I \omega} \cos(\omega t + \phi), \quad (3.11)$$

и тогда общий ток через конденсатор  $C$  будет определяться суммой:

$$I = \frac{N_t i_m}{C_d R_I \omega} \cos(\omega t + \phi) + \frac{1}{R} (E - U_{\text{ниж}}) e^{\frac{-t}{RC}}. \quad (3.12)$$

Аналогично предыдущему этапу (3.5) определяем величину напряжения на времязадающем конденсаторе:

$$U_C = \frac{1}{C} \int_0^t I dt = \frac{1}{C} \int_0^t \left[ \frac{N_t i_m}{C_d R_I \omega} \cos(\omega t + \phi) + \frac{1}{R} (E - U_{\text{ниж}}) e^{\frac{-t}{RC}} \right] dt \quad (3.13)$$

Поскольку в течение  $t_2$  напряжение  $U_C$  должно измениться до  $U_{\text{верх}}$ ,  $\omega t$  также соответствует следующей половине периода выходной частоты (от  $\pi$  до  $2\pi$ ), получаем:

$$U_{\text{верх}} = \frac{-N_t i_m 2 \sin \phi}{C_d R_i \omega^2 C} + E + (U_{\text{ниж}} - E) e^{\frac{-t}{RC}}, \quad (3.14)$$

откуда определяем  $t_2$  для этапа заряда:

$$t_2 = RC \ln \frac{\omega^2 C C_d R_i (E - U_{\text{ниж}})}{(E - U_{\text{верх}}) \omega^2 C C_d R_i - 2 N_t i_m \sin \phi}. \quad (3.15)$$

Выходная частота драйвера определяется суммой двух полупериодов, длительность которых  $t_1$  и  $t_2$ , соответственно, поэтому:

$$F = \frac{1}{t_1 + t_2} = \frac{1}{RC \ln \frac{\omega^2 C C_d R_i U_{\text{верх}}}{\omega^2 C C_d R_i U_{\text{ниж}} - 2 N_t i_m \sin \phi} + RC \ln \frac{\omega^2 C C_d R_i (E - U_{\text{ниж}})}{(E - U_{\text{верх}}) \omega^2 C C_d R_i - 2 N_t i_m \sin \phi}} \quad (3.16)$$

Логика работы драйвера определяет установку необходимых соотношений  $U_{\text{ниж}}$  и  $U_{\text{верх}}$  для обеспечения симметричной работы внутреннего мультивибратора драйвера. Поэтому можно упростить полученное выражение, заменив содержащиеся в выражении для  $t_2$  величины  $(E - U_{\text{верх}})$  на  $U_{\text{ниж}}$ , а  $(E - U_{\text{ниж}})$  на  $U_{\text{верх}}$ , и тогда выражение для выходной частоты примет вид:

$$F = \frac{1}{2RC \ln \left( \frac{\omega^2 C C_d R_i U_{\text{верх}}}{\omega^2 C C_d R_i U_{\text{ниж}} - N_t i_m 2 \sin \phi} \right)}. \quad (3.17)$$

Полученное выражение позволяет оценить зависимость  $F$  от  $\phi$  для элемента структурной схемы под названием драйвер. Эта зависимость приведена на рис.3.8.

Отсюда следует, что данный транзисторный генератор для резонансных нагрузок максимально прост по исполнению и позволяет использовать самую современную элементную базу, что в совокупности обеспечивает высокую надежность его работы. Также использование такой системы фазовой автоподстройки частоты за счет прямого преобразования фазового сдвига в частотное изменение позволяет минимизировать длительность переходных процессов с одной стороны и обеспечить повышенный диапазон удержания резонансного режима при воздействии различных дестабилизирующих факторов.





Рисунок 3.8 – Частотно–фазовая характеристика предложенной системы ФАПЧ

Пьезокерамический излучатель являющийся нагрузкой транзисторного генератора, характеризуется эквивалентной схемой последовательного колебательного контура, у которого в качестве активного сопротивления выступают последовательно включенные сопротивление потерь и сопротивление технологической нагрузки. В согласованном режиме, при работе на частотах, близких к резонансной, эквивалентное сопротивление излучателя, как нагрузки выходного трансформатора генератора, будет изменяться в очень широких пределах в зависимости от величины технологической нагрузки. Очевидно, что при отсутствии технологической нагрузки (режим холостого хода) эквивалентное сопротивление излучателя мало и добротность велика, а при значительной технологической нагрузке (так, например, при работе ультразвукового скальпеля по костной ткани, либо при чистке в жидкой среде большой активной поверхностью ультразвукового инструмента) эквивалентное сопротивление излучателя может вырасти более чем на порядок, и, соответственно, сильно уменьшится добротность.

Таким образом, безусловно, необходима адаптация режима работы системы автоподстройки частоты к изменяющимся в широких пределах

параметрам нагрузки [62] для устойчивой и надежной работы аппарата в условиях работы при широкодиапазонной нагрузке.

### 3.2 Разработка и исследования генератора с разделением электрического и акустического резонансов с использованием дополнительной индуктивности

Как уже показано в главе 2, для повышения нагрузочной способности генератора используется включение в цепь питания пьезокерамического излучателя дополнительной индуктивности. Там же показано, что такое расширение диапазона допустимых рабочих нагрузок имеет и свои отрицательные моменты, которые ограничивают допустимые диапазоны изменения этой дополнительной индуктивности. Предложенный там же вариант повышения эффективности использования дополнительной индуктивности за счет разделения акустического и электрического резонансов излучателя, с использованием эффектов, как одного, так и другого, определил появление еще одного схемного решения для генератора[54], приведенного на рис.3.9.

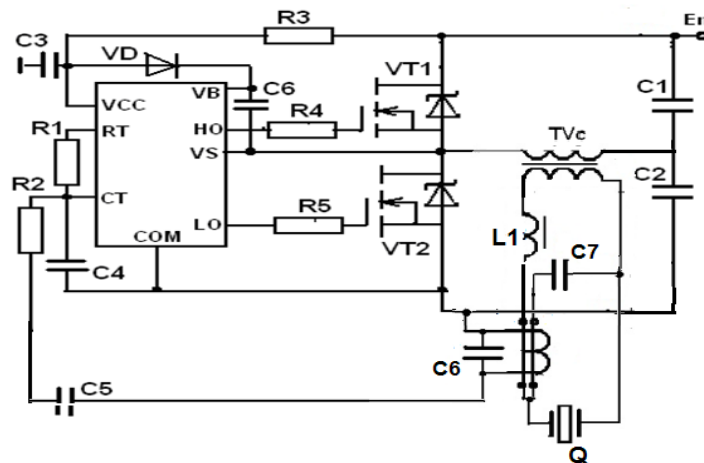


Рис.3.9 – Ультразвуковой генератор с независимым возбуждением модернизированной системой ФАПЧ и дополнительной индуктивностью  $L1$ [62]

Данное схемное решение позволяет, как повысить нагрузочную способность акустической системы, так и расширить возможный диапазон рабочих нагрузок, но с определенными в главе 2 ограничениями. Эти ограничения

вызваны влиянием используемой дополнительной индуктивности  $L1$ , на резонансную частоту акустической системы.

Тем не менее, эффективность и полезность использования такого схемного решения при правильном выборе величины  $L1$  безусловны. Это подтверждается осциллограммами, приведенными на рис.3.10.

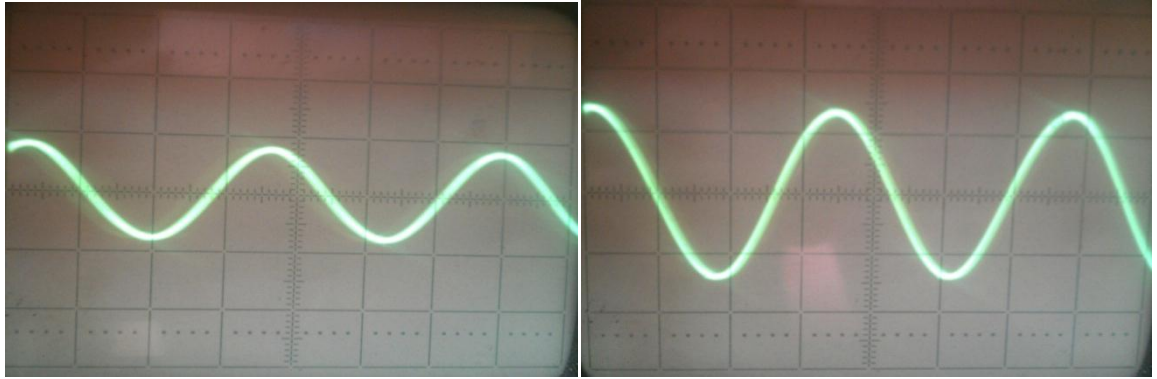


Рисунок 3.10 – Осциллограммы токового сигнала возбуждения пьезоизлучателя: а – с дросселем и без компенсации электрической составляющей; б – с дросселем с компенсацией электрической составляющей

Очевидно, что при компенсации электрической составляющей в сигнале возбуждения пьезокерамического излучателя режим работы его сдвигается ближе к акустическому резонансу, а поскольку в этих режимах ток через излучатель пропорционален амплитуде колебаний рабочего торца излучателя [64], видимо значительное увеличение как токового сигнала, так и амплитуды колебаний излучателя (сравнить с рис.3.10, варианты а, б).

Для того, чтобы снизить ограничения, налагаемые на допустимую величину дополнительной индуктивности  $L1$  (или дополнительный высокочастотный дроссель), было разработано и предложено еще одно техническое решение генератора [18], блок схема которого приведена на рис.3.11.

Схема разработанного транзисторного генератора для резонансных нагрузок (рис. 3.11) состоит из полумостового инвертора на IGBT транзисторах 1 с управляющим драйвером полумоста, выполненным по MOSFET технологии, включенным по типовой схеме, с выходным трансформатором 2 в диагонали

полумоста и командного устройства 3. К первому входу управляемого генератора импульсов 4 подключен выход командного устройства 3, а ко второму входу управляемого генератора импульсов 4 через фильтр 5 подсоединен выход перемножителя напряжений 6, к первому входу которого подключена информационная обмотка токового трансформатора 7 с параллельно включенным конденсатором 8, а ко второму входу подключен дополнительный конденсатор 9, который последовательно соединен с конденсатором 10. Последовательная цепь из конденсаторов 9, 10 и одной первичной обмотки 7-1 трансформатора 7 подключена параллельно резонансной нагрузке 11 (акустическому излучателю). Другая первичная обмотка 7-2 трансформатора 7 через дополнительный высокочастотный дроссель 12 и резонансную нагрузку 11 соединена со вторичной обмоткой выходного трансформатора 2 [18].

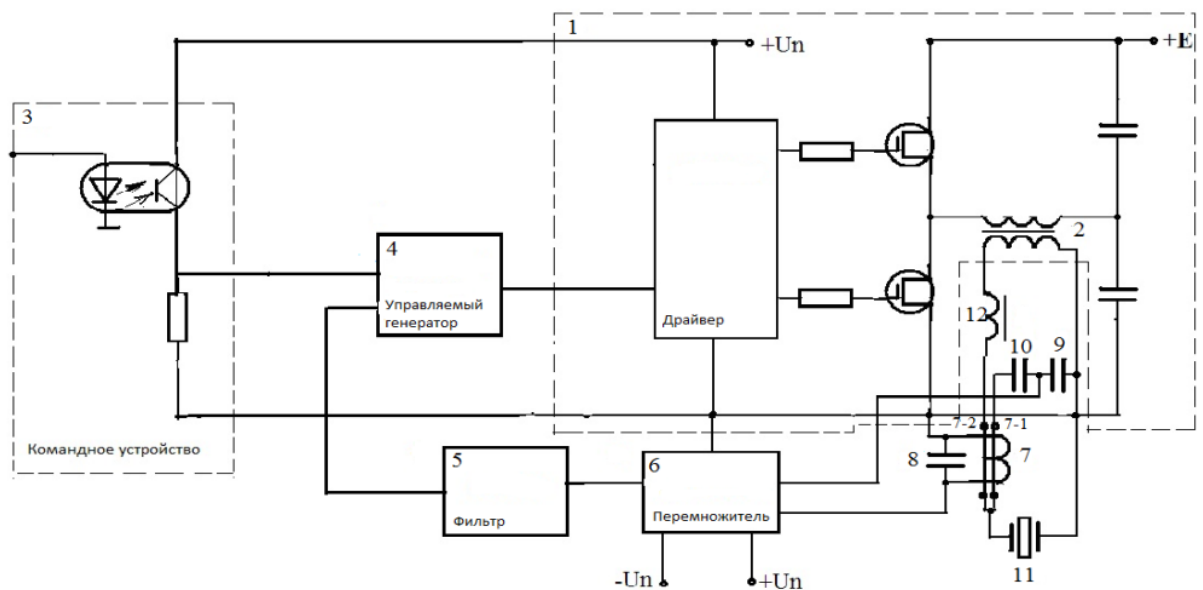


Рисунок 3.11 – Блок схема ультразвукового генератора для широкодиапазонных резонансных нагрузок

Устройство работает следующим образом. В исходном состоянии силовое напряжение на клеммы питания инвертора подано, но инвертор не работает, поскольку оптронное командное устройство не включено. При подаче управляющего сигнала на оптронное командное устройство, последнее

срабатывает, обеспечивая разрешение нормальной работы драйвера. Таким образом, оптронное командное устройство управляет работой драйвера.

Основная задача генератора, работающего на пьезокерамический излучатель – обеспечивать поддержание максимальной амплитуды акустических колебаний излучателя (что соответствует режиму работы, называемому механическим резонансом) при различных условиях протекания технологического процесса (при различных технологических нагрузках). При относительно простых эквивалентных схемах резонансной нагрузки, наиболее предпочтительной системой регулирования частоты является фазовая.

При поступлении полного токового сигнала на основную первичную обмотку токового трансформатора, через встречно включенную дополнительную первичную обмотку проходит ток, соответствующий электрической составляющей полного тока за счет включения дополнительных конденсаторов, емкость последовательного соединения которых соответствует собственной емкости используемой пьезокерамики. В результате с информационной обмотки трансформатора тока на конденсаторе происходит выделение информационного сигнала, соответствующего первой гармонике тока механической ветви акустической системы, поскольку в токовом трансформаторе происходит вычитание электрической составляющей тока излучателя из полного тока, представляющего собой сумму электрической и механической составляющих резонанса. Этот информационный сигнал поступает на первый вход перемножителя напряжений, на второй вход которого подается напряжение с конденсатора. Поскольку величина емкости конденсатора 9, как минимум на порядок превышает емкость конденсатора 10, уровень сигнала, поступающего на второй вход перемножителя напряжений близок к величине токового информационного сигнала, поступающего на первый вход перемножителя напряжений, в котором одновременно происходит сравнение фаз и преобразование фазового рассогласования информационных сигналов, соответствующих первой гармонике тока механической ветви акустической системы (резонансной нагрузки) и выходному напряжению (или напряжению на

излучателе). Выходной сигнал перемножителя в виде переменного напряжения с постоянной составляющей поступает на вход фильтра, который выделяет эту постоянную составляющую и подает на второй вход управляемого генератора импульсов. Этот сигнал определяет частоту работы управляемого генератора таким образом, чтобы скомпенсировать возникающее в излучателе фазовое рассогласование резонансного режима под действием различных возмущающих факторов (нагрузка, питающее напряжение, температура).

Поскольку пьезокерамический излучатель, являющийся нагрузкой генератора, характеризуется эквивалентной схемой последовательного колебательного контура [26], у которого в качестве активного сопротивления выступают последовательно включенные сопротивление потерь и сопротивление технологической нагрузки, очевидно, что в согласованном режиме при работе на частотах, близких к резонансной, эквивалентное сопротивление излучателя как нагрузки выходного трансформатора генератора будет изменяться в очень широких пределах, в зависимости от величины технологической нагрузки. То есть, при отсутствии технологической нагрузки (режим холостого хода), эквивалентное сопротивление излучателя мало и добротность велика, а при значительной технологической нагрузке эквивалентное сопротивление излучателя велико, а добротность мала. Это приводит к существенному уменьшению тока протекающего через пьезокерамический излучатель и соответственно, снижению основного технологического параметра – амплитуды колебаний рабочего торца ультразвукового излучателя. Для компенсации этого явления использован высокочастотный дроссель, который придает источнику возбуждения излучателя свойства генератора тока. При этом возникает еще одна проблема, требующая решения – это наличие дросселя. Дроссель при использовании внутреннего сигнала генератора в драйвере меняет фазовую картину пьезокерамического излучателя, вызывая сдвиг реального напряжения на резонансной нагрузке по отношению к напряжению на выходном трансформаторе, и тем самым препятствует точному выбору частоты механического резонанса излучателя. Для исключения этого недостатка используется перемножитель напряжений, на входы

которого подаются информационные сигналы с трансформатора тока и конденсатора (как часть напряжения на излучателе).

Предлагаемая схема имеет следующие преимущества перед ранее рассмотренными:

–использование стандартной схемы мостового транзисторного инвертора на современной элементной базе и управляющего драйвера, включаемого по типовой схеме, обеспечивает схемную простоту и высокую надежность генератора в целом, а применение предлагаемой простой системы фазовой автоподстройки частоты позволяет сохранить высокую надежность устройства даже при придании ему новых важных функций;

–использование части выходного напряжения на излучателе в качестве одного из сравниваемых по фазе, обеспечивает возможность широкого использования дополнительного высокочастотного дросселя для компенсации влияния нагрузки на резонансные режимы работы излучателя;

–наконец, применение предлагаемой системы позволяет адаптировать работу генератора к условиям изменяющейся добротности резонансной нагрузки и постоянно поддерживать режим механического резонанса используемых в качестве нагрузки акустических систем.

### **3.3 Повышение мощности и надежности работы УЗМА для травматологии широкодиапазонных по параметрам нагрузки**

Широко используемым для проектирования ультразвуковых генераторов с независимым возбуждением на базе полумостовых конструкций является полумостовой драйвер с встроенным генератором типа *IR2153Z* (рис. 3.12). Частотный диапазон работы драйвера, задаваемый внешней времязадающей цепью  $R_T C_T$  достаточно широк (до 1 МГц) для использования данных схемных решений при проектировании УЗМА.

Необходимый оптимальный сигнал управления для транзисторов полумоста (за счет формирования интервалов «мертвого времени»)

обеспечивается логикой работы драйвера, что исключает опасность возникновения режимов сквозных токов при несимметричных режимах работы полумоста.

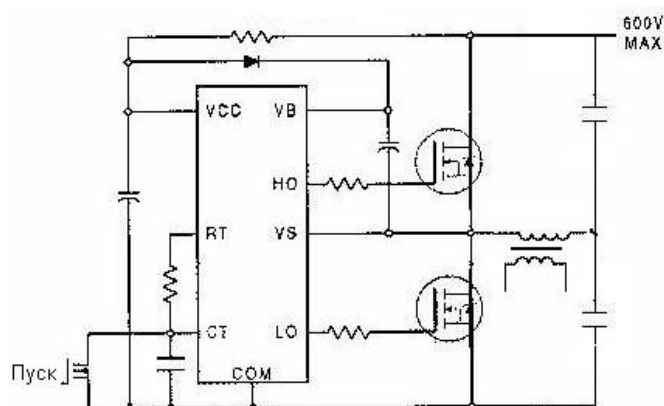


Рисунок 3.12 – Типовая схема соединений драйвера *IR2153Z*

Достоинством использования данных схемных решений является возможность работы как от одного высоковольтного источника питания, так и от двух разных – высоковольтного и низковольтного.

Такие схемные решения эффективны для УЗМА небольшой мощности, поскольку с увеличением токовой загрузки силовых транзисторов, полумостовые схемы, в связи с используемыми емкостными делителями, становятся склонны к несимметричным режимам, и, соответственно, увеличению потерь на переключение в силовых элементах схемы. Кроме того, для обеспечения надежной работы в пусковых режимах, схема должна обеспечивать практическое отсутствие переходных процессов при работе командной системы, что невозможно в драйверах со встроенным генератором, поскольку пуск осуществляется за счет изменения состояния времязадающих элементов генератора и, тем самым, гарантированно приводит к появлению переходного режима установления рабочей точки.

Поэтому в качестве базовой была выбрана схема мостового инвертора с управлением от двух полумостовых драйверов и независимого задающего генератора, причем пуск осуществлен путем разрешения–запрета уже



сформированных импульсов задающего генератора на соответствующие входы полумостовых драйверов (рис. 3.13).

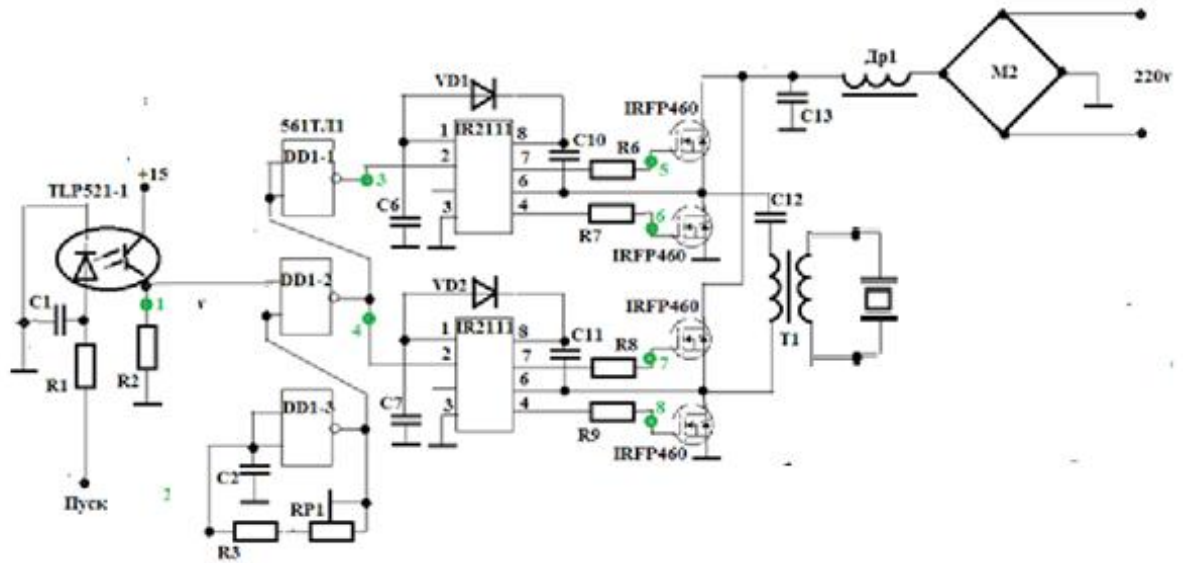


Рисунок 3.13 – Базовая схема мостового инвертора с управлением от двух полумостовых драйверов (система АПЧ не показана)

Работа УЗ генератора на резко переменную нагрузку, которая является типовой при использовании пьезокерамического излучателя, требует надежной системы защиты силовых полупроводниковых элементов в случае возникновения аварийных ситуаций. Такие режимы в ультразвуковых транзисторных генераторах наиболее вероятны в режимах включения – выключения, пиковых сильноточных режимах и переходных режимах резкого изменения характеристик нагрузки. Система защиты должна обеспечивать либо невозможность возникновения аварийной ситуации, либо невозможность ее развития[11].

Для мощных УЗ генераторов, предназначенных для работы на значительную или очень развитую рабочую поверхность, была предложена система защиты, обеспечивающая, с одной стороны, исключение пиковых токов заряда фильтрового конденсатора силового выпрямителя, а с другой стороны, безусловно препятствующая развитию аварийного процесса при пробое силовых транзисторов генератора. Блок – схема генератора с предложенной системой защиты приведена на рис.3.14.

При подаче питания 220В50Гц ток заряда фильтрового конденсатора  $C_{\phi}$  ограничивается величиной сопротивления  $R_{огр}$ , тем самым, исключая протекание ударного импульсного тока через полупроводниковые элементы выпрямительного моста.

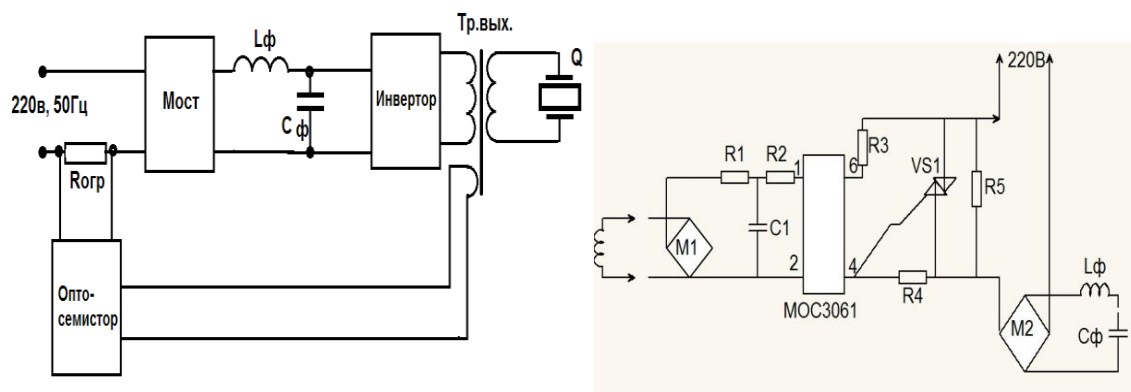


Рисунок 3.14 – Блок-схема генератора с предложенной защитой

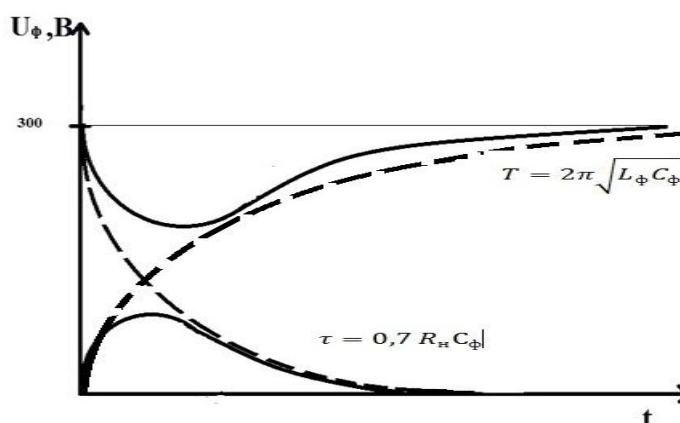


Рисунок 3.15 – Переходной процесс пуска генератора (изменение напряжения питания мостового инвертора)

Поскольку инвертор представляет собой генератор с независимым возбуждением [18], до момента его пуска фильтровый конденсатор относительно медленно заряжается через сопротивление  $R_{огр}$ . При пуске инвертора начинает разряжаться фильтровый конденсатор, но одновременно формирующееся переменное напряжение на дополнительной вторичной обмотке выходного трансформатора поступает через выпрямитель (или обычный диод) на вход силового двустороннего оптронного ключа, который шунтирует ограничивающее

сопротивление  $R_{огр}$ , обеспечивая нормальный силовой режим работы генератора. Совокупность данных переходных процессов определяет временную зависимость изменения напряжения на входе мостового инвертора, как показано на рис.3.15.

### 3.4 Разработка новых волноводов–инструментов для расширения функциональных возможностей УЗМА для травматологии

Большинство ультразвуковых медицинских аппаратов (УЗМА) многофункционального назначения снабжены сменными волноводами–инструментами [57, 69].

Волноводы – инструменты в известных ультразвуковых аппаратах для травматологии и хирургии выполнены в соответствии с требованием обеспечения резонансного режима всей акустической системы, а их торцевые части имеют размеры и форму согласно лечебному предписанию. Для обеспечения выполнения этой функции основная задача – разработка волновода–инструмента, обеспечивающего необходимую амплитуду колебаний рабочего окончания (выбор формы которого тоже является одной из задач разработки), при высокой нагрузочной способности.

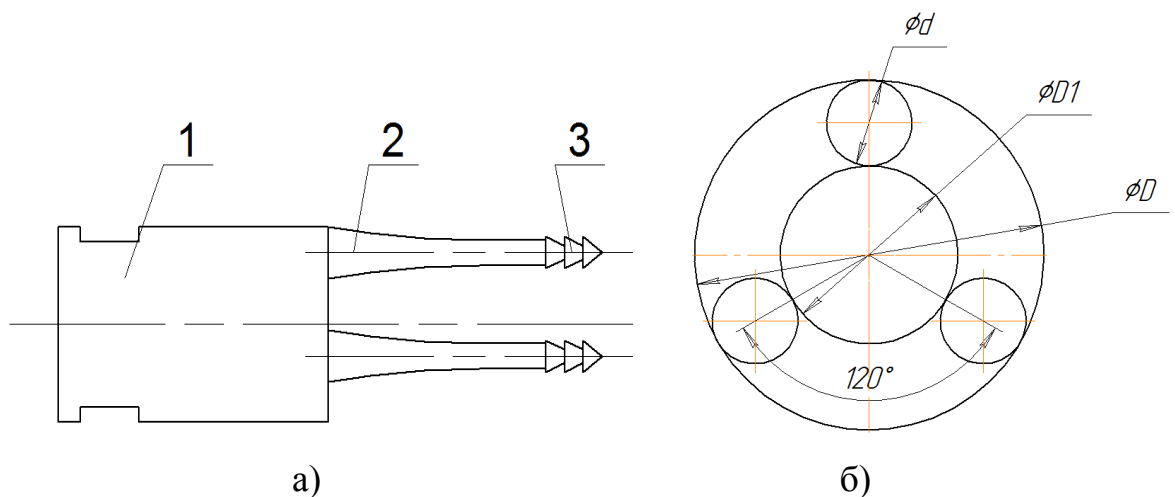


Рисунок 3.16 – Чертеж ультразвукового волновода инструмента типа «Тройная елочка»

Для реализации новой технологии в ревизионном эндопротезировании [51], использующей высокоамплитудный ультразвук, в качестве базового варианта был выбран конструктив составного волновода – инструмента типа

«тройная елочка на основании» [56]. Данный ультразвуковой волновод представляет собой комбинированную конструкцию, состоящую из одного цилиндрического и трех съемных экспоненциальных элементов и предназначен для удаления отдельных элементов эндопротеза при ревизионном эндопротезировании [17].

Волновод инструмент состоит из попуолновых цилиндрического 1 и экспоненциальных элементов 2, окончания экспоненциальных элементов выполнены в виде конической трехэлементной «елочки» 3 (рис.3.16а). Экспоненциальные элементы с диаметром основания  $d$  расположены на рабочем торце цилиндрического элемента с диаметром  $D$ , выполненного с центральным глухим отверстием глубиной в четверть длины волны и диаметром  $D_1 = D - 2d$ , а сами элементы закреплены винтовыми соединениями через 120 град (рис.3.16б).

Окончания экспоненциальных элементов выполнены в виде конической трехэлементной «елочки» общей длиной  $l \leq 0,2 \lambda$ , где  $\lambda$  – длина волны, причем первый элемент «елочки» выполнен в виде конуса под углом при вершине 60 град, а второй и третий элемент в виде усеченного конуса под углом при вершине 35 град. (рис.3.17).



Рисунок 3.17 – Волновод – инструмент «Тройная елочка»

Для повышения эффективности проникновения волновода–инструмента в ацетабулярный компонент эндопротеза необходимо выполнение следующих требований к волноводной системе:

1) ультразвуковой инструмент должен обеспечивать требуемую амплитуду колебаний при заданной выходной площади инструмента;

2) динамические напряжения не должны превышать предела выносливости материала ультразвукового инструмента;

3) ультразвуковой инструмент должен работать в режиме устойчивого резонанса при изменении в процессе проникновения в эндопротез действующей на него технологической нагрузки.

При проектировании ультразвукового волновода–инструмента заданная выходная площадь инструмента (определяемая размерами ацетабулярного компонента эндопротеза) накладывает ограничения по коэффициенту усиления  $K_y$ :

$$K_y = A_{ex} / A_{вых} , \quad (3.13)$$

где  $A_{ex}$  и  $A_{вых}$  – входная и выходная амплитуда колебаний волновода. Необходимо учитывать, что чем больше коэффициент усиления, тем больше динамические напряжения, возникающие в волноводе, выше потери энергии в волноводной системе, и ниже устойчивость акустической системы к нагрузке. Таким образом, амплитуда на рабочем торце волновода инструмента должна быть достаточной для обеспечения беспрепятственного проникновения его в материал эндопротеза.

Соответствие рассчитанного волновода второму пункту требований может быть оценено как:

$$\sigma_{max} \leq [\sigma^{-1}] , \quad (3.14)$$

где  $\sigma_{max}$  – максимальное напряжение в волноводе.

Условие, сформулированное в третьем пункте, можно оценить устойчивостью собственной частоты колебаний волновода к изменению технологической нагрузки:

$$\Omega = \Delta\Psi \left( \frac{\Delta f}{f} \right)^{-1} , \quad (3.15)$$

где  $\Delta\Psi$ – изменение технологической нагрузки, приводящее к рассогласованию системы;

$\Delta f$ – изменение резонансной частоты системы под действием технологической нагрузки.

Очевидно, что чем больше показатель частотной устойчивости ( $\Omega$ ), тем более целесообразно применение волновода в ревизионном протезировании с изменяющейся нагрузкой.

Расчет такого волновода–инструмента является комплексной задачей, решаемой относительно двух противоположных вариантов: максимальной частотной устойчивости при заданном коэффициенте усиления и максимального коэффициента усиления при заданной частотной устойчивости.

В процессе проникновения в ацетабулярный компонент эндопротеза, изготовленного из биосовместимой пластмассы, амплитуда выходных колебаний непосредственно зависит от коэффициента усиления волновода и определяется технологическими задачами. Вследствие недостаточной частотной устойчивости амплитуда колебаний уменьшается, что приводит к резкому снижению эффективности работы волновода во время операции. Поэтому первый вариант является более предпочтительным. Он может быть реализован при рациональной геометрии волновода из условия обеспечения максимальной частотной устойчивости при амплитуде, необходимой для проникновения в ацетабулярный компонент эндопротеза.

Показатель устойчивости собственной частоты колебаний к изменению нагрузки определяли по формуле 3.16:

$$\Omega = \left\{ \frac{\left[ \frac{(EF)_{i-1}}{E_i F_i} \Delta \Psi_{i-1} + \alpha_i \right] \left[ \left( \frac{\alpha_i}{\beta_i} \operatorname{tg} \beta_i L_i + 1 \right) - (\alpha_i - \beta_i \operatorname{tg} \beta_i L_i) \right]}{1 - \frac{l}{\beta_i} \left[ \frac{E_{i-1} F_{i-1}}{E_i F_i} \Delta \Psi_{i-1} + \alpha_i \right] \operatorname{tg} \beta_i \lambda_i} \right\} \frac{f}{\Delta f} \quad (3.16)$$

где  $\lambda_i = 2\pi f \setminus c$ ,

$$\beta_i = \sqrt{1 - \frac{\alpha^2}{\beta^2}},$$

$E$ – модуль Юнга,

$F$ –площадь поперечного сечения волновода,

$\alpha$ – показатель экспоненты,

$L$ – длина участка,

$i$  – номер участка [45].

Используя существующие методы расчета ультразвуковых инструментов, был сконструирован ультразвуковой волновод – инструмент типа «Тройная елочка», размеры которого представлены на рисунке 3.18.

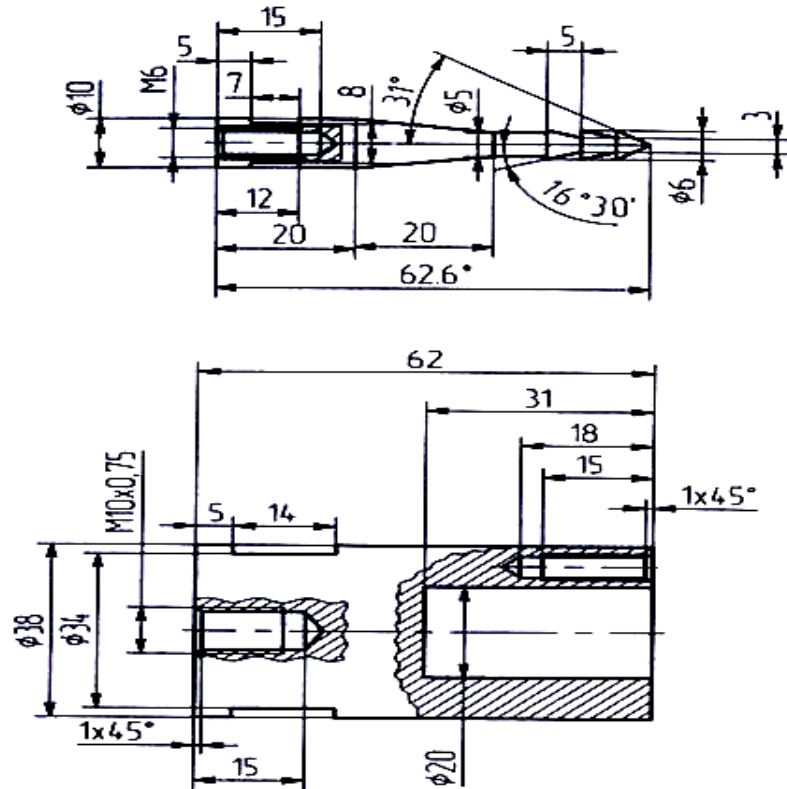


Рисунок 3.18 – Конструктив ультразвукового волновода – инструмента «Тройная елочка»

В результате исследования был разработан, рассчитан и изготовлен соответствующий ультразвуковой хирургический инструмент для удаления компонента эндопротеза при ревизионном эндопротезировании крупных суставов [17, 31].

Для увеличения величины усилия разрыва предложено торцевые части волновода–инструмента выполнить в виде трехвитковой спирали (рис.3.19).

Использование волновода – инструмента типа тройная «елочка» или «трехвитковая спираль» позволяет в зависимости от условий свободы доступа к операционному полю применять либо один элемент, либо два, либо три, причем эффективность закрепления инструмента в полимерной чашке эндопротеза

зависит от глубины погружения «елочки» или спирали на один, два или три фрагмента соответственно.

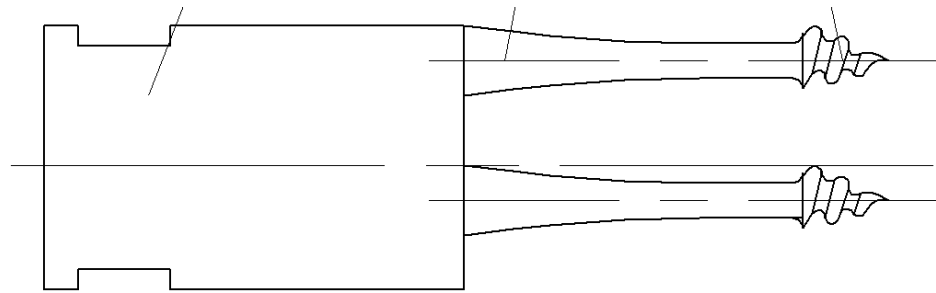


Рисунок 3.19 – Чертеж торцевой части ультразвукового волновода инструмента типа «Трехвитковая спираль»

Эти стержни относительно небольшого диаметра расположены на внешнем кольце торцевой поверхности первой части излучателя и обеспечивают дополнительное усиление акустической волны. Общий коэффициент усиления волновода–инструмента достигает 5–5,5 при общей высокой нагрузочной способности акустического излучателя.

Длина «елочки» или спирали не должна превышать  $0,2\lambda$ , поскольку такая длина практически не сказывается на работе инструмента и учитывается как дополнительная масса. Выбранный угол входа «елочки» или спирали в полимер обеспечивает наименьшее сопротивление материала при относительно большом усилии возврата.

Для реализации еще одной новой технологии лечения в травматологии нами был разработан волновод–инструмент для использования в комплексе хирургического лечения открытых переломов длинных трубчатых костей методом внеочагового чрескостного остеосинтеза. Аналогом этой разработки послужили стандартные стержни – шурупы для травматологии и ортопедии [75, 61, 65, 87], которые предназначены для репонирования и стабилизации костных отломков в аппарате внешней фиксации (аппарат Илизарова). Основной их недостаток – стержни–шурупы служат для непосредственного воздействия на



кость через операционную рану без возможности ультразвукового воздействия в процессе лечения.

Разработанный и рассчитанный диафизарный ультразвуковой волновод–шуруп для аппарата Илизарова (рис 3.20) состоит из последовательно соединенных цилиндрического резьбоформирующего 1, цилиндрического резьбового 2, экспоненциального участка 3 и дополнительного резьбового участка 4. Ультразвуковой волновод–шуруп без дополнительного резьбового участка, имеющий общую длину  $l=\lambda$ , где  $\lambda$  – длина волны, разделен на экспоненциально–резьбовой участок длиной волны  $3/4 \lambda$ , в котором длина и диаметры экспоненциального участка меняются, соответственно, от 0,25 до 0,5  $\lambda$  и от 2 до 5 в соотношении  $D_{вх}/D_{вых}$ , в зависимости от необходимого коэффициента усиления, резьбоформирующий участок в четверть длины волны и дополнительный резьбовой участок длиной 8–10 мм с резьбой от М5 до М8.

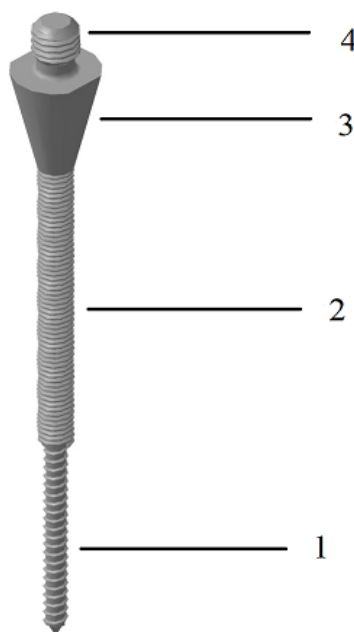


Рисунок 3.20 – Диафизарный ультразвуковой волновод–шуруп для аппарата Илизарова

Волновод–шуруп используют следующим образом (рис 3.21). Осуществляется остеосинтез длинной трубчатой кости 1 спице – стержневым или стержневым аппаратом по общепринятой методике [78].

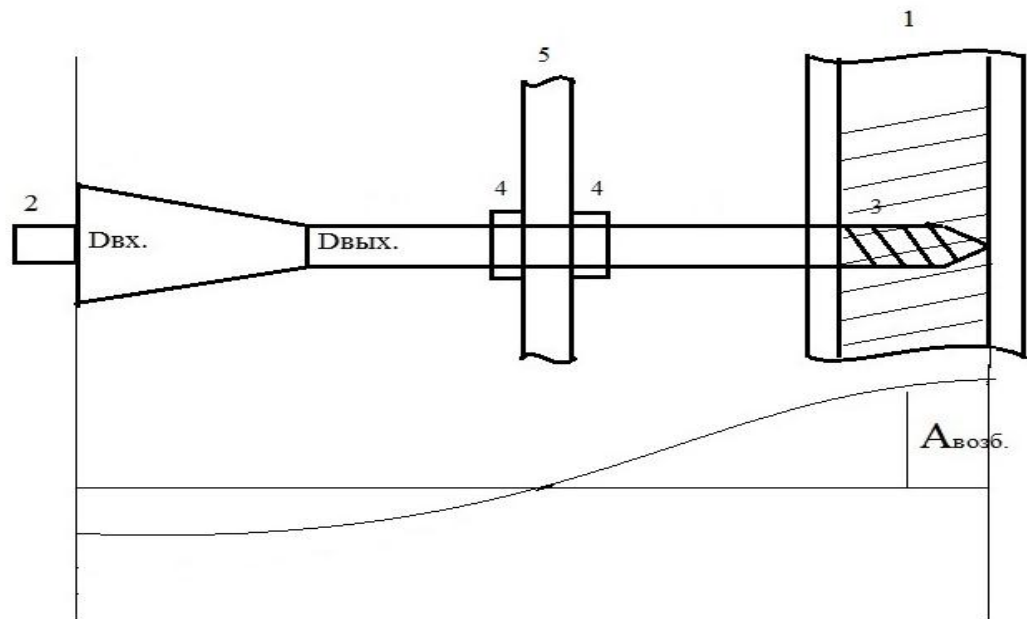


Рисунок 3.21 – Диафизарный ультразвуковой волновод–шуроп для аппарата Илизарова

В дистальный конец проксимального отломка и проксимальный конец дистального отломка на расстоянии 20–50 мм от места перелома вместо одного стандартного диафизарного стержня–шуроп устанавливаются разработанный диафизарный ультразвуковой волновод–шуроп. Фиксируются они в кольцах аппарата внешней фиксации по традиционной методике. Дополнительный резьбовой участок 2 диафизарного ультразвукового волновода–шуроп используется для фиксации его с рабочим торцом акустического узла ультразвукового генератора. Ультразвуковое воздействие на кость осуществляется через резьбовой участок 3 диафизарного ультразвукового волновода–шуроп. На момент озвучивания кости гайки 4, фиксирующие стержень–волновод на кронштейне 5, раскручиваются, но стержень–волновод из кронштейна не удаляется, что позволяет ему выполнять репозирующую и фиксирующую функцию в аппарате внешней фиксации, не нарушая стабильности фиксации перелома.

Волноводы с переходным экспоненциальным участком являются одними из наиболее эффективных для использования в различном технологическом

оборудовании. Наличие экспоненциального участка позволяет при относительно небольших изменениях входного и выходного диаметров получать необходимые значения коэффициента усиления амплитуды  $N=D_{вх.}/D_{вых.}$ . Относительное небольшое изменение диаметров также позволяет регулировать концентрацию напряжений и обеспечивать более благоприятные условия для распространения колебаний, улучшать их прочностные свойства и способность трансформировать нагрузку без существенного изменения резонансного режима в колебательной системе [19].

### 3.5 Выводы

1. Предложены, разработаны и исследованы три варианта ультразвуковых генераторов для резонансных нагрузок. Они максимально просты по исполнению, используют самую современную элементную базу, что в сочетании обеспечивает высокую надежность их работы. Кроме того, использование предложенной системы фазовой автоподстройки частоты за счет прямого преобразования фазового сдвига в частотное изменение позволяет минимизировать длительность переходных процессов с одной стороны и обеспечить повышенный диапазон удержания резонансного режима при воздействии различных дестабилизирующих факторов. В зависимости от варианта исполнения они предназначены соответственно для малых, средних и больших нагрузок, то есть в целом обеспечивают требуемую широкодиапазонность по нагрузке.

2. Показано, что применение предлагаемой системы АПЧ позволяет адаптировать работу генератора к условиям изменяющейся добротности резонансной нагрузки и постоянно поддерживать режим механического резонанса используемых в качестве нагрузки акустических систем, а использование части выходного напряжения на излучателе в качестве одного из сравниваемых по фазе, обеспечивает возможность широкого использования дополнительного высокочастотного дросселя для компенсации влияния нагрузки на резонансные режимы работы излучателя;

3. Предложена система защиты, обеспечивающая, с одной стороны, исключение пиковых токов заряда фильтрового конденсатора силового выпрямителя, а с другой стороны, препятствующая развитию аварийного процесса;

4. Для реализации новых технологий лечения в травматологии предложены, разработаны и рассчитаны новые типы волноводов–инструментов – «тройная елочка», «трехвитковая спираль» и диафизарный стержень – шуруп для аппарата Елизарова.

## ГЛАВА 4. МЕДИКО–БИОЛОГИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ АППАРАТОВ, ШИРОКОДИАПАЗОННЫХ ПО ПАРАМЕТРАМ НАГРУЗКИ

### 4.1 Влияние высокоамплитудных ультразвуковых колебаний на костную ткань (чистка костной ткани, изменение процессов диффузии в костной ткани)

Использование низкочастотного ультразвука в процессе операции подразумевает как гидроакустическое воздействие в жидкой среде лечебного назначения, так и хирургическое воздействие на костную, соединительную ткань и костный цемент. Широкодиапазонность ультразвуковых медицинских аппаратов по нагрузке позволяет повысить эффективность использования стандартных волноводов–инструментов в ставших уже типовыми травматологических операциях (рис. 4.1) – таких, как: ультразвуковая чистка, ультразвуковая обработка кости, ультразвуковая профилактика раневой инфекции, ультразвуковой гемостаз и т.д.

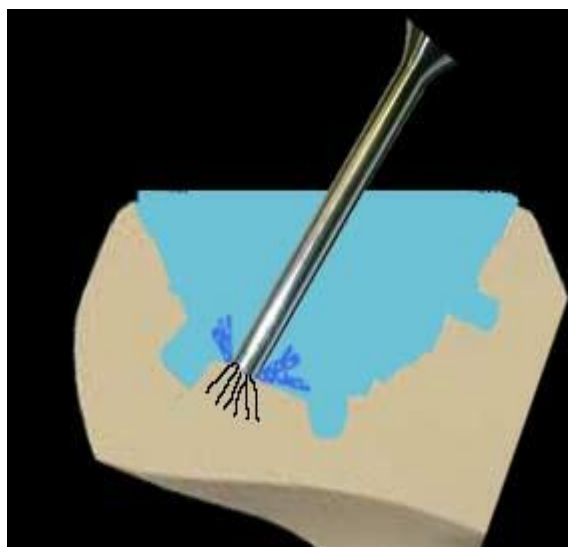
Для проведения различных травматологических операций используются соответствующие волноводы–инструменты. Волноводы типа «T2» или «T5» используются для ультразвуковой чистки кости. Ультразвуковая чистка (рис. 4.1а) проводится на расстоянии не более 1–2мм от поверхности при соответствующих акустических и технологических параметрах или путем перемещения рабочего торца волновода непосредственно по поверхности кости.

Акустические и технологические параметры при ультразвуковой чистке:

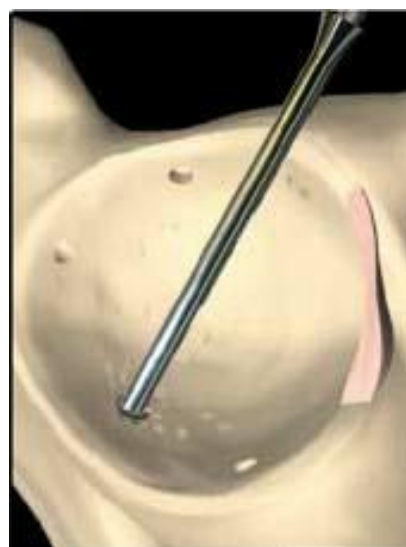
1. частота УЗ–колебаний – 42 кГц;
2. амплитуда УЗ–колебаний торца волновода–инструмента – 50 – 60 мкм;
3. длительность воздействия – 2 –3 сек. на 1см<sup>2</sup>.

Когда другие методы обработки костинеприменимы, используется ультразвук. Применение ультразвука позволяет:

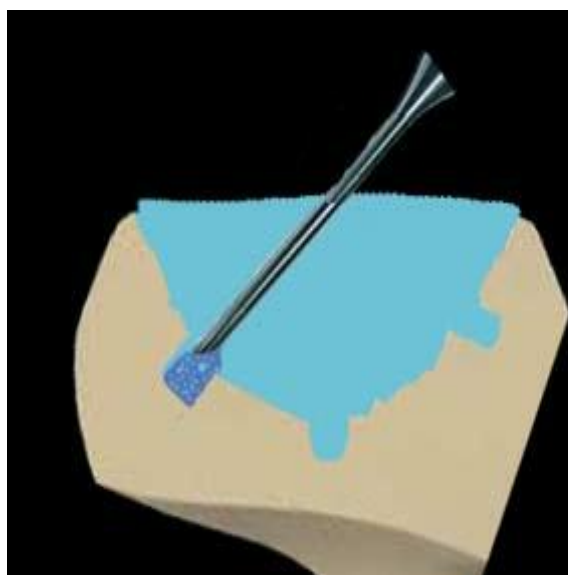
- 1.получить ровные отверстия правильной формы без использования вращающихся элементов;
- 2.достичь гемостатический эффект в губчатой кости;
3. максимально снизить травматизм.



а)



б)



в)



г)

Рисунок 4.1 – Травмотологические операции: а – ультразвуковая чистка, б – ультразвуковая обработка кости, в – ультразвуковая профилактика раневой инфекции, г – ультразвуковой гемостаз

Ультразвуковая обработка кости (рис. 4.1б) проводится, когда необходима точность и правильность формы отверстий при подготовке к цементированию

вертлужной впадины, а конкретно – деротационных отверстий. Применение ультразвука практически исключает угрозу получения переломов вертлужной впадины в сравнении с традиционно применяемым способом использования специальных пробойников. Для получения отверстий используется волновод – инструмент типа «круглое долото» ( $d = 6\text{мм}$ ), рабочее окончание которого помещается в точку предполагаемого отверстия, после чего производится плавное вращение пистолета–излучателя вдоль оси волновода. Глубину погружения торца волновода в кость (до 10 мм) определяют ограничительные линии на боковой поверхности ультразвукового инструмента. После окончания воздействия оставшийся фрагмент кости удаляется из отверстия. Ультразвуковая обработка кости позволяет достаточно быстро и малотравматично для окружающих тканей выполнить необходимое число отверстий в дне вертлужной впадины. Особенностью процесса является правильный выбор усилия прижима волновода–инструмента к поверхности костной ткани и в этом плане возможность аппарата устойчиво работать при широкодиапазонной нагрузке обеспечивает дополнительные возможности по параметрам усилия прижима.

Акустические и технологические параметры при ультразвуковой обработке кости:

1. частота УЗ–колебаний – 42 кГц;
2. амплитуда УЗ–колебаний торца волновода–инструмента – 50 – 80 мкм;
3. длительность воздействия – 10 – 12 сек. на  $1\text{см}^2$ .

После проведения требуемой обработки и чистки кости необходимо провести процедуры для уменьшения рисков возникновения инфекционных осложнений. Дополнительным методом профилактики инфекционных осложнений является ультразвуковая санация раны (рис. 4.1в) [68, 72, 80]. Применение ультразвука обеспечивает санацию как на поверхности так и в глубине губчатой кости. Ультразвуковая обработка проводится через промежуточные лекарственные растворы. Волновод – инструмент типа «прямой торец» или «скошенный торец»  $d = (5-8)\text{ мм}$ ) погружают в естественные

анатомические и вновь созданные углубления в кости, заполненные раствором антисептиков (фурациллин, водный хлоргексидин) или антибиотиков на расстоянии (4–6) мм от поверхности кости, после чего начинают УЗ–воздействие на поверхность. Возможности эффективной обработки, особенно на значительных глубинах погружения волновода–инструмента, определены техническими характеристиками аппарата при больших акустических нагрузках.

Акустические и технологические параметры при ультразвуковой санации раны:

1. частота УЗ–колебаний – 42 кГц;
2. амплитуда УЗ–колебаний торца волновода–инструмента 30 – 60 мкм;
3. время воздействия:
4. 2–3 минуты для вертлужной впадины;
5. 3–5 минут для бедренного канала.

Одной из самых сложных и нерешенных проблем является остановка кровотечения из губчатой кости. Для остановки кровотечения в губчатой кости применяют электрокоагуляцию, либо используют различные пломбирующие материалы (воск, тромбoplast). При электрокоагуляции сосуды не спадаются и после коагуляции кровотечение иногда продолжается с удвоенной силой, поэтому в данной ситуации эта процедура оказывается неэффективной. А использование различных пломбирующих материалов в условиях цементного протезирования невозможно, поскольку наличие такого материала существенно снижает сцепление цемента с поверхностью кости, т.е. делает невозможным проникновение цемента в костные балки –«интерфейс».

Для проведения ультразвукового гемостаза используется торец волновода («Т2», «Т4»), который помещают на поверхность кости в область кровотечения, после чего осуществляют ультразвуковое контактное воздействие. Использование ультразвукового гемостаза (рис. 4.1г) [35, 63] позволяет добиться остановки кровотечения из сосудов гаверсовых каналов кости, сохраняя необходимые свойства костной поверхности для цементирования [57].

Акустические и технологические параметры при ультразвуковом



гемостазе:

1. частота УЗ–колебаний – 42 кГц;
2. амплитуда УЗ–колебаний торца волновода–инструмента – 40 – 60 мкм;
3. длительность воздействия в течение 2 – 5 секунд.

#### **4.2 Влияние высокоамплитудных ультразвуковых колебаний на костный клей (деполимеризация, разжижение, стеклование)**

При ревизионном протезировании сложной технологической задачей является удаление костного цемента из труднодоступных участков [93, 94, 96]. Костный цемент – особое вещество, с помощью которого эндопротез фиксируется внутри кости. В химическом отношении костный цемент представляет собой полиметилметакрилат, известный своей биоинертностью. Костный цемент состоит из порошка и специального растворителя, при добавлении которого костный цемент превращается в пластичную массу. После придания этой массе необходимой формы, костный цемент в течение 5–10 минут отвердевает (подвергается полимеризации), надежно фиксируя эндопротез в кости [27].

Учитывая большую важность экспериментальных методик для эффективности удаления костного клея с использованием низкочастотного контактного ультразвука, были рассмотрены методы, используемые для этой цели, с учетом особенностей деполимеризации и стеклования полимеров.

Влияние низкочастотного ультразвука на костный цемент исследовалось в условиях стендовых экспериментов. Испытательные блоки костного цемента размерами 30×30×20 мм различных типов «Palamed» и «Lima 1 СМТ» фиксировали на ровном предметном столе. Путём контактного воздействия ультразвука различной интенсивности на полимер выполнялось разрушение полимерных блоков вплоть до деструкции (расплавления) и фрагментации экспериментального блока. В качестве переменных параметров выступали продолжительность воздействия и сила прижатия волновода к поверхности

костного цемента, так как от этих параметров зависит скорость разрушения и количество удаляемого полиметилметакрилата за единицу времени.

Для того чтобы получить сравнительную оценку механических усилий, необходимых для разрушения полимерного блока размерами 30 x 30 x 20 мм, применялся ударный метод (молоток – долото). Это усилие определяли ударным динамометром, на котором расположены костные блоки. Торцевые части обычного долота и используемого волновода – инструмента практически не различались по площади.

Температура нагрева окружающих тканей является важным параметром ультразвуковой резки полиметилметакрилата, поскольку, согласно литературным данным [93, 94, 96], костный цемент разрушается ультразвуком вследствие перехода полимера в жидкую фазу с выделением значительного количества тепла – деструкция. Для измерения температуры внутри цементных блоков в процессе ультразвуковой резки использовалась достаточно чувствительная, и отвечающая требованиям механической и термической устойчивости хромель–копелевая термопара (рис.4.2), которую закладывали в центр блока, на глубину 10 мм непосредственно перед полимеризацией метилметакрилата.



Рисунок 4.2 – Термопара из сплава "хромель–коппель". 1–точка спайки  
разнородных металлов

На экране осциллографа С1–72 с помощью шкалы с ценой деления  $(10 \pm 0,5)$  mV фиксировали электрический сигнал. Для корреляции получаемых от термопары электрических сигналов в милливольтках с изменением её температуры в градусах Цельсия производили калибровку показателей осциллографа по изменению температуры в интервале от 0 до 100°C, в результате исследования

проводили при соотношении единиц измерения:  $1,5 \text{ mV} \approx 1^\circ\text{C}$ . Погрешность измерений составила около 10%, что приемлемо для подобной системы.

При ультразвуковой резке мантии в зависимости от расстояния между торцом волновода и термопарой и от угла между осями термопары и волновода исследовалось термическое воздействие на костную ткань. Так как средняя толщина цементной мантии составляет от 2 до 3 мм, измерения производили на расстоянии от 0 до 3 мм от точки измерения, условно обозначенной "М".

Акустические и технологические параметры при фрагментации и удалении цемента:

1. Частота ультразвуковых колебаний – 42,5 кГц;
2. Интенсивность – до  $1200 \text{ Вт/см}^2$ ;
3. Период от контакта волновода с полимером до начала деполимеризации занимал от 2 до 4с, а далее процесс протекал равномерно при скорости погружения волновода в стандартный блок из ПММА (1–3) мм/с. При достижении глубины (8 – 10) мм деполимеризация под торцом волновода замедлялась, скорость его продвижения снижалась. Одновременно нарастала площадь деполимеризации вокруг волновода. После отключения ультразвука полимер проходил фазу отверждения в течение (4 – 5) секунд. Деполимеризация метилметакрилата характеризуется изменением прочности полимера.

После проведения эксперимента визуально оценивали состояние ПММА в зоне прохождения ультразвукового волновода – инструмента. Для оценки состояния полимера после ультразвуковой фрагментации блоки распиливали (рис. 4.3).

В результате эксперимента было установлено, что высокоамплитудный низкочастотный ультразвук интенсивностью не менее  $1000 \text{ Вт/см}^2$  в месте контакта деполимеризует ПММА, который переходит в жидкую фазу.

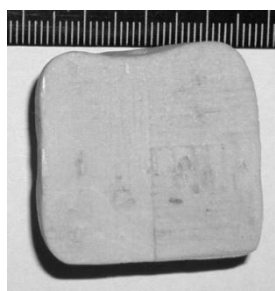
Для макроскопической оценки степени разрушения полимера предложена шкала:

- 1) отсутствие признаков деполимеризации на поверхности ПММА,

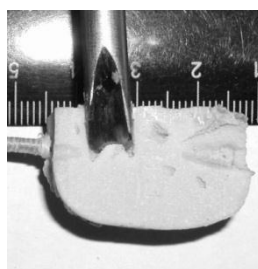
2) следы деполимеризации в виде нарушения поверхностного слоя полимера и его частичное расплавление,

3) мелкофрагментарное разрушение блока полимера, сопровождающееся расплавлением и отделением фрагментов до  $0,3 \text{ см}^3$ ,

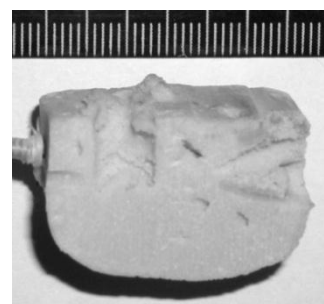
4) массивное разрушение блока полимера, сопровождающееся расплавлением и отделением фрагментов до  $1 \text{ см}^3$ ;



а) Поверхность полимерного блока после распиливания



б) Деполимеризация блока ПММА волноводом



в) Блок после УЗ-воздействия. Дефект с ровными краями полностью соответствует форме волновода

Рисунок 4.3 – Фрагментация полиметилметакрилата ультразвуком

Эта классификация была положена в основу оценки состояния цементной мантии при интенсивности ультразвука от 200 до  $1400 \text{ Вт/см}^2$  (таблица 4.1).

Таблица 4.1 – Зависимость деструкции ПММА от интенсивности и времени воздействия ультразвука

Интенсивность ультразвука, $\text{Вт/см}^2$	Время воздействия, с	Деполимеризация	Скорость продвижения волновода, $\text{мм/с}$
200	2	Отсутствует	0
	4	Отсутствует	0

Интенсивность ультразвука, Вт/см <sup>2</sup>	Время воздействия, с	Деполимеризация	Скорость продвижения волновода, мм/с
	6	Следы	0
600	2	Отсутствует	0
	4	Следы	0
	6	Мелкофрагментарная	1
1000	2	Следы	0
	4	Мелкофрагментарная	1
	6	Крупнофрагментарная	2
1200	2	Мелкофрагментарная	2
	4	Крупнофрагментарная	3
	6	Крупнофрагментарная	3,5
>1200	2	Крупнофрагментарная	3
	4	Крупнофрагментарная	3,5
	6	Крупнофрагментарная	3,5

В процессе исследования установлена зависимость деструкции ПММА от интенсивности ультразвука и длительности воздействия. Интенсивность ультразвука, позволяющая эффективно разрушать полимер, лежит в интервале от 600 до 1200 Вт/см<sup>2</sup> и выше. На графике (рис.4.4) отображена зависимость скорости продвижения волновода в массе ПММА от интенсивности ультразвука и длительности воздействия.

Из рис. 4.4 видно, что активная деструкция начинается при интенсивности ультразвука свыше 1000 Вт/см<sup>2</sup>. Максимальная скорость продвижения волновода в массе полимера составляет 3,5 мм/с и достигается уже при интенсивности 1200 Вт/см<sup>2</sup> и длительности 4 секунды. Дальнейшее наращивание интенсивности

ультразвука не даёт нарастания скорости деполимеризации, поэтому не имеет смысла[71].

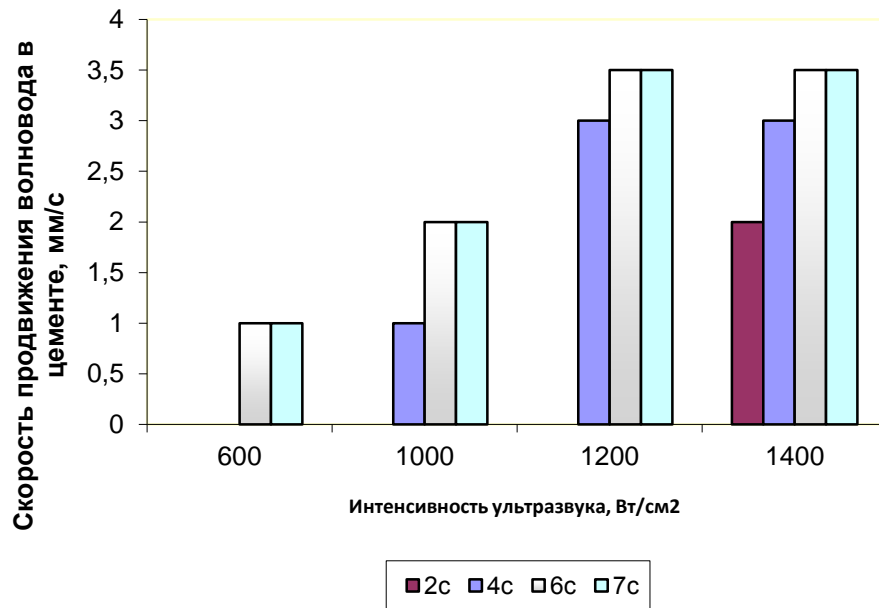


Рисунок 4.4 – Зависимость скорости продвижения волновода в ПММА от интенсивности ультразвука

Температурные режимы внутри экспериментального блока ПММА исследовали в двух сериях по 20 экспериментов (группа I и II соответственно), (таблица 4.2). В каждом эксперименте оценивали изменение температуры в зависимости от расстояния от торца волновода до термопары при интенсивности ультразвука 1200 Вт/см<sup>2</sup>. Результаты электрических показаний осциллографа пересчитаны на градусы Цельсия (соответственно столбцы 3 и 4).

Максимальная температура внутри блока в первой серии  $211,1 \pm 9,33^\circ\text{C}$ , во второй серии –  $195,6 \pm 8,2^\circ\text{C}$  была зафиксирована при плотном контакте волновода с термопарой. В обоих случаях такая температура соответствовала интенсивности ультразвука 1200 Вт/см<sup>2</sup> и эти условия обеспечивали эффективное разрушение МППА. Отсюда следует, что в непосредственной близости от волновода на расстоянии 1мм и ближе, нагрев термопары возрастал быстро, составляя около  $140^\circ\text{C}$  при расстоянии 0,5 мм, и около  $200^\circ\text{C}$  – при полном контакте.

Таблица 4.2 – Зависимость температуры внутри блока ПММА от расстояния между волноводом и термопарой внутри полимера.

Группы исследования	Расстояние, м <sup>-3</sup>	Показания осциллографа, мВ	Температура внутри полимера, °С
I	0	315,1±14,2	211,1±9,33
	1	124±6,2	83,5±4,45
	2	97±4,5	63,2±2,73
	3	60±3,4	41,0±1,8
	4	35±1,7	23,6±1,16
II	0	294±13,2	195,6±8,2
	1	117±5,1	75,6±4,16
	2	83±4,3	54,5±2,53
	3	56±4,2	37,6±2,03
	4	32±2,2	21,06±1,5

При сближении волновода и термопары внутри полимерного блока в интервале от 4 до 1мм температура возрастала медленно, градиент прироста составлял около 20° на 1 мм приближения, и на расстоянии 1 мм между волноводом и термопарой составила 75,6 – 83,5 °С при разных углах взаиморасположения. Такая температура близка к температуре полимеризации различных типов костного цемента, составляющей 64 – 83° , соответствующей *ISO 5833* [90], и считается безопасной для тканей.

Результаты исследования показали, что прохождение волновода в массиве полиметилметакрилата сопровождается формированием фронта тепловой волны сферической формы, продвигающегося впереди рабочей части волновода. В пределах этой тепловой сферы можно условно выделить три зоны:

1) зона интенсивного нагрева (свыше 100°С), опасная для окружающих тканей – сфера вокруг торца волновода  $d \leq 1$  мм,

- 2) зона повышения температуры (от  $38^{\circ}\text{C}$  до  $82^{\circ}\text{C}$ ), безопасная для окружающих тканей – сфера  $d(1-3)$  мм,
- 3) зона нормальной температуры (нагрев  $38^{\circ}$ ), на расстоянии более 3 мм от волновода.

Локальный нагрев кости не угрожает жизнеспособности её и окружающих тканей, в отличие от общего, что используется при электрокоагуляции. Исходя из полученных результатов желательно, чтобы при удалении старой мантии волновод не входил в зону интенсивного нагрева более чем на (1 – 2)с. С целью охлаждения для предотвращения перегрева и снижения температуры в зоне интенсивного нагрева через шприц подавали к рабочей части волновода водный хлоргексидин.

Для сравнительной оценки травматичности ультразвукового способа и традиционного ударного разрушения костного цемента в эксперименте проведено две серии испытаний. В первой серии разрушение цементной мантии производилось долотом и молотком, а во второй – ультразвуком. В результате исследований установлено, что для разрушения цемента механическим способом необходимо ударное усилие на долото до (120 – 140)Н, тогда как при ультразвуковом – не более (3 – 5)Н. [71]

### **4.3 Влияние высокоамплитудных ультразвуковых колебаний на пластиковые элементы эндопротеза (резка, подгонка, удаление)**

Ультразвуковая резка является одним из перспективных применений ультразвука, получившая в последние годы большое развитие, как в нашей стране, так и за рубежом. Ультразвук снижает или снимает собственные напряжения и деформации, возникающие при резке в связи с труднодоступностью эндопротеза и тонких полимерных прокладок. В этом случае эффективность возрастает до 10 раз по сравнению с механическими методами резки.

Сущность способа заключается в том, что на инструмент–волновод, геометрия которого определяется плотностью разрезаемого материала, накладываются упругие механические колебания ультразвуковой частоты. Это



позволяет значительно снизить усилие резания, улучшает качество обработанной поверхности при полном отсутствии деструкции полимеров, таких как полистирол, оргстекло, полипропилен, полиэтилен, полиамид и др.

Используемые инструменты–волноводы представляют собой экспоненциальные стержни с режущей частью в виде ножа со специальной заточкой. При резке пластмасс можно перемещать сам волновод–нож. Волновод–нож в процессе перерезания отодвигает срезаемый материал вверх с помощью продольного скоса (режущей грани), а другой стороной производит выравнивание края. В этом случае нет отходов в виде стружки и опилок и получается хорошее качество реза, что дает значительный эффект. Режущая часть инструментов–волноводов может быть самой разнообразной геометрической формы в зависимости от требуемых геометрических параметров протеза: круглой, пластинчатой, дисковой и др.[80].

Для проведения исследований была разработана и изготовлена испытательная установка (рис.4.5).

Она содержит:

В качестве генератора ультразвуковых колебаний использован аппарат «Ярус», у которого цепи управления и силовой части разнесены по питанию. Силовая часть запитана через ЛАТР, а управляющие схемы напрямую от сети, что позволило в значительных пределах менять мощность ультразвуковых колебаний и поддерживать ее относительно стабильной.

Излучатель использовался типовой от аппарата «Ярус» со стандартным инструментом ТЗ – двухполуволновое долото с коэффициентом усиления  $K_u=4,7$ . При этом успех процесса в значительной степени зависит от правильного выбора волновода – инструмента.

В качестве образца для испытаний был выбран высокопрочный полиэтилен формой параллелепипеда с прямоугольным основанием 5мм x 8мм и высотой 25 мм. Параллелепипед укладывался на боковую сторону, более широким основанием вниз, так что толщина разрезаемого слоя составляла 5мм (рис.4.5).



Рисунок 4.5– Испытательная установка и разрезание образца

В качестве переменных параметров выступали:

- амплитуда колебаний режущего окончания волновода инструмента «долото», которая оценивалась по амплитуде входного тока пьезокерамического ультразвукового излучателя на основании ранее полученной зависимости амплитуды колебаний рабочего торца излучателя от амплитуды тока возбуждения [48], приведенной на рис. 4.6, и изменялась с помощью ЛАТРА за счет изменения величины напряжения возбуждения излучателя;
- осевое усилие прижима волновода инструмента к поверхности образца.

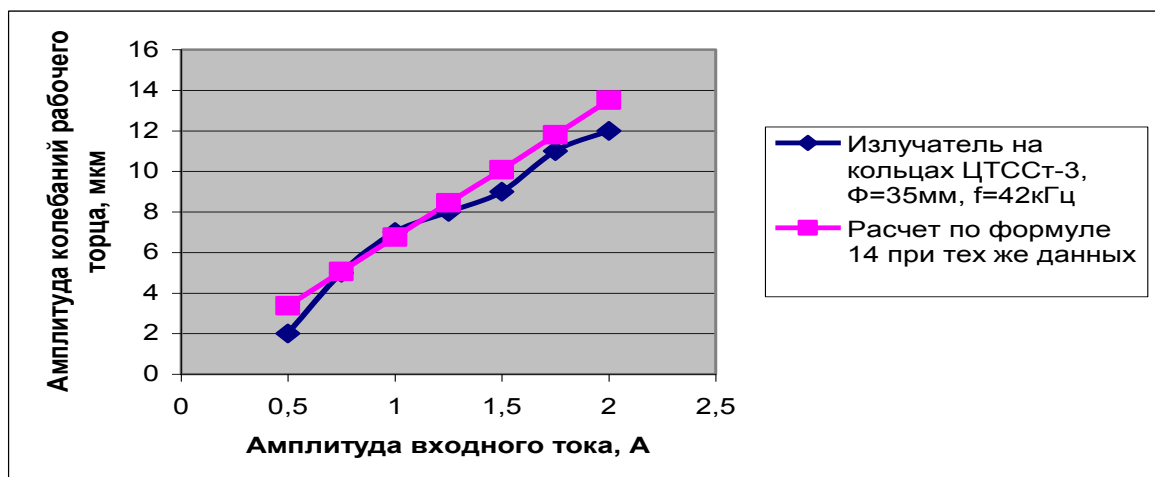


Рисунок 4.6 – Зависимость амплитуды колебаний рабочего торца пьезоизлучателя от амплитуды входного тока

Таблица 4.3 – Результаты исследования

№	Амплитуда, мк	Скорость при усилии прижима, $2H$ , мм/с	Скорость при усилии прижима $4H$ , мм/с	Скорость при усилии прижима $8H$ , мм/с
1	20	0,16	0,19	0,38
2	30	0,38	0,51	0,71
3	40	0,63	0,81	1,05

В качестве оцениваемого параметра была использована скорость реза, которая при постоянной толщине разрезаемых образцов оценивалась как отношение толщины образца ко времени, требуемому на его разрезание [29, 30, 52, 53, 55].

Полученные в результате исследования данные сведены в таблицу 4.3 и представлены в виде графиков на рис.4.7.

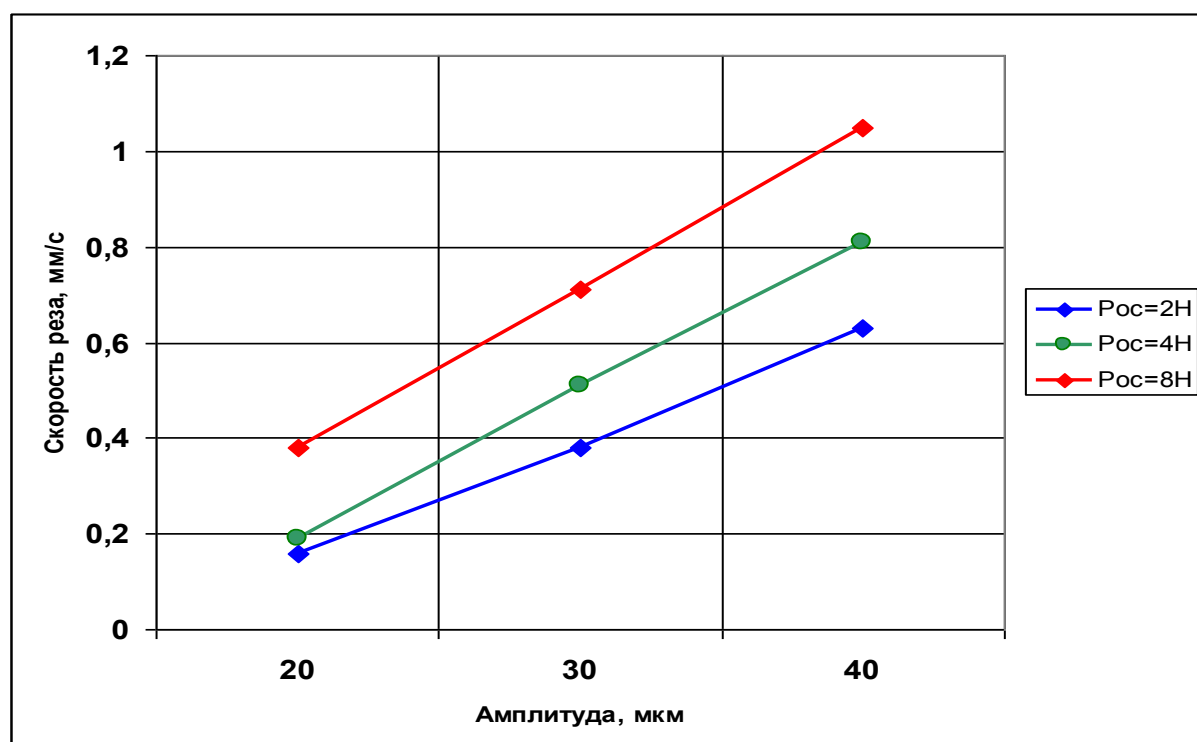


Рисунок 4.7 – Зависимость скоростей реза высокопрочного полиэтилена (ВП) от амплитуды колебаний рабочего окончания УЗ волновода инструмента, при различных осевых усилиях

Эндопротезы состоят из двух основных частей. Бедренный компонент эндопротеза предназначен для замещения головки и шейки бедренной кости и состоит из ножки и головки эндопротеза. Ацетабулярный компонент (чашка эндопротеза) (рис.4.8) устанавливается вместо суставной впадины тазобедренного сустава. Эта часть эндопротеза выполняется из металла с вкладышем из биосовместимой пластмассы, который предназначен для улучшения скольжения деталей и дополнительной амортизации. Для ревизионного эндопротезирования может быть использована специальная чашка. Такой выбор необходим при разрушении костей около установленной чашки эндопротеза, а также при выраженном локальном остеопорозе. Дизайн такой чашки разработан так, что вес пациента распределяется по большей площади металлической поверхности, что способствует более надежному креплению и снижению риска последующего расшатывания укрепленной чашки эндопротеза. Компоненты цементных эндопротезов фиксируются к костям при помощи специального метилметакрилатного цемента.



Рисунок 4.8 – Ацетабулярный компонент (чашка эндопротеза)

Техника ревизионного эндопротезирования сильно отличается от первичной установки эндопротеза[89]. Одной из причин этого является значительная потеря костной ткани вокруг первично установленного эндопротеза,

который должен быть удален. Кроме того, перед установкой нового искусственного сустава, остатки цемента в бедренном канале и ацетабулярной впадине также должны быть удалены. После подготовки костных поверхностей суставной впадины и бедренного канала устанавливаются компоненты нового эндопротеза.

Одной из проблем ревизионного эндопротезирования, требующей индивидуального подхода, является удаление ацетабулярного компонента (чашки) эндопротеза [46]. Сложность доступа к этому компоненту, связанная с ограниченностью операционного поля и отсутствием удобных для захвата участков чашки, приводит к необходимости принятия радикальных мер по удалению, связанных с разрезанием, распиливанием и фактически выламыванием этого компонента по частям. Такие действия неизбежно приводят к значительным потерям костной массы, вокруг первично установленного ацетабулярного компонента эндопротеза. Поскольку обязательной частью чашки эндопротеза является полимерный вкладыш из биосовместимой пластмассы [20, 22, 41, 67], было предложено для упрощения процедуры изъятия старого ацетабулярного компонента при проведении ревизионного эндопротезирования использовать возможности контактного низкочастотного ультразвука. Как известно [5, 8, 44], под действием ультразвуковых колебаний термопластичные полимерные материалы размягчаются и плавятся, а после прекращения действия ультразвука, вновь застывают. На основании этих свойств был предложен вариант введения специального инструмента в полимерный вкладыш извлекаемого ацетабулярного компонента эндопротеза с наложением ультразвуковых колебаний. После застывания места введения инструмента вся полученная конструкция используется для облегчения извлечения чашки эндопротеза.

Для реализации предложенного способа извлечения ацетабулярного компонента эндопротеза используется волновод–инструмент «Тройная елочка» (рис.3.9) [49, 51, 58]. С целью определения возможной эффективности его применения, были проведены исследования по оценке влияния формы

инструмента (б) и глубины его погружения в полимерный вкладыш на усилие разрыва при извлечении волновода–инструмента.

Для проведения исследований была разработана и изготовлена испытательная установка (рис.4.9).

Для обеспечения надлежащих условий ввода ультразвуковых колебаний и создания тесного контакта поверхностей прикладывается давление между волноводом и полимерной чашкой эндопротеза. Такой контакт обеспечивается статическим давлением  $P_{ст.}$  рабочего окончания волновода на эндопротез. Это давление способствует также концентрации энергии в зоне вхождения. Динамическое усилие  $F$ , возникающее в результате колеблющегося волновода, приводит к нагреву материала, а действие статического давления  $P_{ст.}$  обеспечивает проникновение рабочего окончания инструмента типа «елочка» вглубь полимерной чашки.

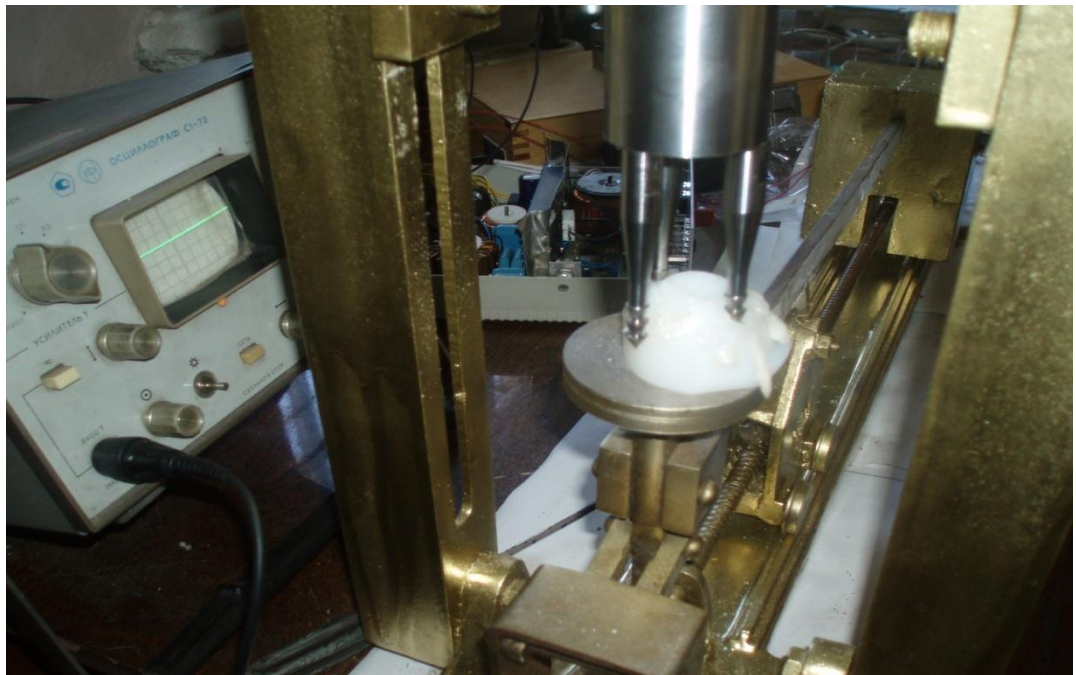


Рисунок 4.9 – Испытательная установка

Основными параметрами ультразвукового воздействия, характеризующими выделение энергии в зоне соединения, является: амплитуда колебаний рабочего торца волновода  $A$  (мкм); частота колебаний  $f$  (кГц);

продолжительность ультразвукового воздействия  $t$  (с); статическое давление  $P_{ст}$ . /Па/ или усилие прижатия  $F/H$ / волновода к материалу.

Основные параметры режима взаимосвязаны. Время, необходимое для соединения, зависит от амплитуды колебаний и давления. При более высоких амплитудах необходимые свойства соединений могут быть достигнуты при меньшем времени, и наоборот. Определяющим параметром режима ультразвукового воздействия является амплитуда колебаний рабочего торца волновода, которая выбирается в пределах 30–50 мкм. Оптимальному значению амплитуды соответствует максимальная прочность и наилучшее качество соединения. Амплитуда колебаний, необходимая для обеспечения качественного соединения, связана с величиной давления и, кроме того, зависит от формы и геометрических размеров как волновода–инструмента (в части формы и размеров рабочего окончания) так и формы, размеров и типа извлекаемого ацетабулярного компонента эндопротеза. Оптимальные параметры режима ультразвукового воздействия также зависят от свойств материала чашки эндопротеза и возможностей доступа к ней в операционном поле [44].

В качестве образца для испытаний были выбраны ацетабулярные компоненты в виде чашек из высокопрочного полиэтилена (рис.4.8). Методика проведения экспериментов достаточно проста. На испытательной установке (рис.4.9) жестко закреплен пьезокерамический излучатель от аппарата «Ярус». На испытательном столике установлена чашка эндопротеза из высокопрочного полиэтилена. Испытательный столик через установленную на нем чашку прижимается к рабочим окончаниям установленного на излучатель волновода–инструмента типа тройная «елочка». Усилие поджатия задается весовым механизмом установки и не меняется при вводе волновода–инструмента в материал чашки эндопротеза.

Поскольку в зависимости от возможностей доступа к операционному полю волновод–инструмент может быть сориентирован либо на ввод одной «елочки», либо на ввод двух «елочек», либо на ввод всех трех «елочек» (уровень вклинивания), особый интерес для исследования представляет оценка влияния

количества вводимых «елочек» на величину усилия разрыва. Другим важным моментом является глубина введения инструмента (глубина вклинивания) на величину усилия разрыва. Для определения величины усилия разрыва использовалась стандартная разрывная машина.

Все полученные данные занесены в таблицу 4.4. По данным из таблицы построены графики, приведенные на рис. 4.10.

Таблица 4.4 – Результаты исследования

Уровень вклинивания	1 – «елочка»			2– «елочки»			3 – «елочки»		
	1 конус	2 конуса	3 конуса	1	2	3	1	2	3
Усилие разрыва, Н	<b>100</b>	<b>400</b>	<b>600</b>	<b>250</b>	<b>690</b>	<b>750</b>	<b>400</b>	<b>900</b>	<b>1100</b>

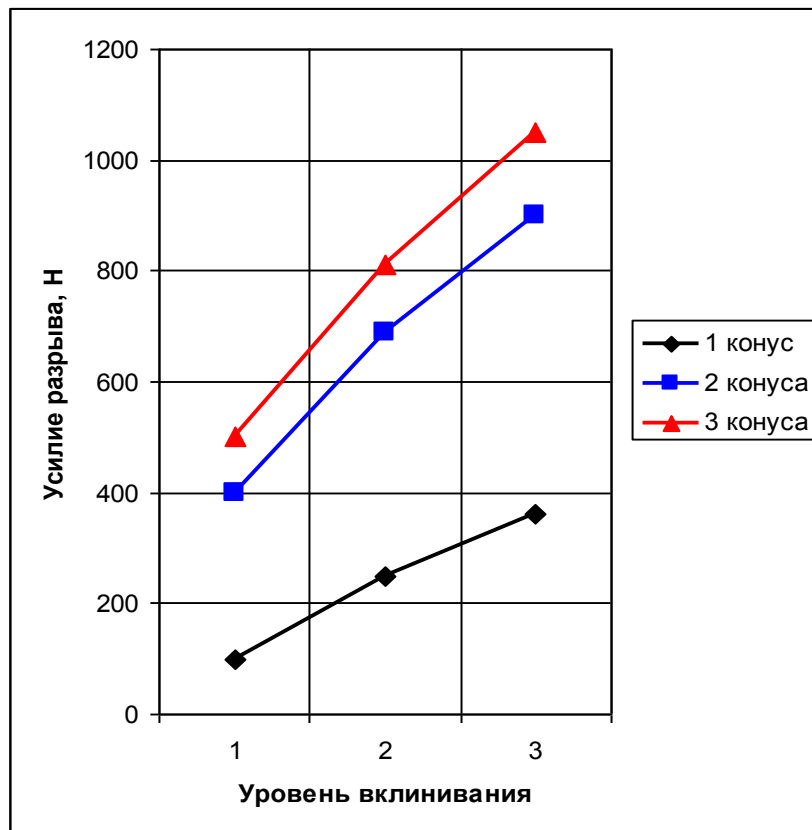


Рисунок 4.10 – График экспериментальных данных



Полученные кривые указывают на перспективность использования предложенного метода извлечения ацетабулярного компонента при операциях ревизионного эндопротезирования. Предложенная методика позволяет извлекать чашку эндопротеза после предварительного «раскачивания» с небольшими костными потерями и сократить время извлечения.

Поскольку использование инструмента типа «елочка» формирует в теле полимерной чашки цилиндрические отверстия, куда затекает плавящаяся пластмасса, фиксирующая после застывания инструмент в ацетабулярном компоненте, представляется перспективным выполнить окончание инструмента в виде сужающейся спирали, а не в виде «елочки», что должно обеспечить более эффективное затекание полимера в спиральный желоб инструмента и более жесткое удержание его в чашке эндопротеза.

#### **4.4 Выводы**

1. Повышенная нагрузочная способность, обеспечивающая широкодиапазонность хирургического ультразвукового аппарата по нагрузке:

- позволяет повысить эффективность использования стандартных волноводов–инструментов в известных, ставших уже типовыми травматологических операциях;

- облегчает удаление старого костного цемента при ревизионном эндопротезировании крупных суставов, сокращает продолжительность и тяжесть операции.

- обеспечивает значительное снижение усилий, прилагаемых для фрагментации и удаления ПММА при использовании низкочастотного высокоамплитудного ультразвука по сравнению с механическим воздействием на кость, что определяет успешность в использовании ультразвуковых инструментов для разрезания и подрезания используемых в протезировании термопластичных пластмасс типа высокопрочного полиэтилена.

2. На основании проведенных исследований, установлено, что скорость резания пропорциональна амплитуде колебаний режущей части волновода

инструмента и прикладываемому осевому усилию реза, но только в случае сохранения нагрузочной способности пьезокерамического ультразвукового излучателя при увеличении осевой нагрузки.

3. Разработан новый тип волновода – инструмента типа тройная «елочка», использование которого позволяет в зависимости от условий доступа к операционному полю оперативно менять эффективность закрепления инструмента в полимерной чашке эндопротеза и, соответственно, глубину погружения «елочки» на один, два или три фрагмента соответственно. При этом величина требуемого статического давления на волновод–инструмент относительно невелика и не превышает 5кГ, что является приемлемой величиной как для врача, так и для пациента.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В диссертационной работе представлен обзор существующих ультразвуковых медицинских аппаратов для травматологии и хирургии.

Разработана математическая модель пьезокерамического ультразвукового излучателя с дополнительными элементами, обеспечивающими повышение его нагрузочной способности. Разработана методика рационального выбора величины дополнительной индуктивности для уменьшения уровня снижения акустической эффективности излучателя. Разработано устройство, обеспечивающее компенсацию влияния собственной емкости пьезокерамического излучателя на фазовые соотношения тока и напряжения возбуждения в рабочих режимах. Разработаны схемные решения УЗ аппаратов для травматологии и хирургии, обеспечивающие повышенную нагрузочную способность, надежность и расширение функциональных возможностей, также ультразвуковые волноводы – инструменты, используемые на различных этапах эндопротезирования: тройная елочка, трехвитковая спираль, диафизарный волновод–шуруп.

Проведены экспериментальные и клинические исследования, подтверждающие эффективность предложенных в диссертационной работе решений для расширения диапазона рабочих нагрузок травматологических и хирургических УЗМА.

Основные результаты исследований, проведенных в диссертационной работе, сводятся к следующему:

1. Проведен анализ основных проблем УЗ аппаратов для травматологии и хирургии в клинических условиях. Установлено, что для расширения области применения и эффективности работы они требуют повышения выходной мощности и повышения нагрузочной способности.

2. Предложена и исследована математическая модель пьезокерамического ультразвукового излучателя с дополнительными элементами, обеспечивающими повышение его нагрузочной способности.

3. Показана эффективность использования дополнительной индуктивности в контуре питания УЗ излучателя при повышенных значениях нагрузки при условии удержания излучателя на частоте акустического резонанса. Установлено, что дополнительная индуктивность повышает нагрузочную способность акустической системы, но снижает ее «акустическую эффективность», то есть рост проводимости, а соответственно, и рост тока через излучатель опережают рост амплитуды колебаний рабочего торца излучателя.

4. Предложена методика рационального выбора величины дополнительной индуктивности для уменьшения уровня снижения акустической эффективности излучателя, заключающаяся в том, что дополнительная индуктивность выбирается так, чтобы вместе с собственной емкостью пьезоматериала излучателя они образовывали колебательный контур с резонансной частотой, соответствующей второй гармонике частоты акустического резонанса излучателя.

5. Разработано и предложено устройство [64], обеспечивающее компенсацию влияния собственной емкости пьезокерамического излучателя на фазовые соотношения тока и напряжения возбуждения в рабочих режимах. Показано, что предложенное техническое решение обеспечивает возможность использования еще трех вариантов включения излучателя, наиболее рациональных для разных диапазонов изменения нагрузки, что позволяет использовать максимально простые и надежные системы фазовой автоподстройки частоты [18], с устойчивым и широким частотным диапазоном регулирования, а также обеспечивает возможность увеличения нагрузочной способности излучателя.

6. Предложены новые схемные решения УЗ аппаратов для травматологии и хирургии, обеспечивающие повышенную нагрузочную способность, надежность и расширение функциональных возможностей.

7. Разработаны новые ультразвуковые волноводы – инструменты, – (тройная елочка, трехвитковая спираль, диафизарный волновод–шуруп)

расширяющие технологические и функциональные возможности УЗМА и используемые на различных этапах эндопротезирования.

8. Получены результаты экспериментальных и клинических исследований, подтверждающие эффективность предложенных решений для расширения диапазона рабочих нагрузок травматологических и хирургических УЗМА.

**СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ**

1. Акодис, М.М. Ультразвуковые тиристорные генераторы для электротехнологических установок. В кн.: Создание и применение аппаратуры для ультразвуковых технологических процессов / М.М. Акодис, В.И. Лузгин, А.А. Новиков и др. – Москва, 1979.
2. Акопян, Б.В. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами: Ультразвук в медицине, ветеринарии и экспериментальной биологии: учебное пособие / Б.В. Акопян, Ю.А. Ершов; под ред. С.И. Щукина. – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2005. – 224 с.
3. Амброзевич, Е.Г. Разработка технологии и оборудования для ультразвуковой сварки и антимицробной обработки брюшины в условиях перитонита: Дисс. ... канд. техн. наук.–М., 1982.–228с.
4. Борисов, В.П. Разработка и исследование процесса ультразвуковой резки биологических тканей: Дисс....канд.техн. наук.–М...1975.–136с.
5. Брацыхин, Е.А. Переработка пластических масс в изделия: Учебное пособие / Е.А. Брацыхин, С.С. Миндлин, К.Н. Стрельцов; Под общей ред. Брацыхина Е.А. – М. : Ид-во Химия, 1966. – 400 с.
6. Веденков, В.Г. Разработка биотехнической системы ультразвукового соединения биологических тканей и замещения дефектов в них: Дисс. ... докт. техн. наук. – М., 1987. – 450 с.
7. Волков, С.М. Разработка способа ультразвуковой резки биологических тканей: Дисс. ... канд. техн. наук.–М.–1971.–157с.
8. Волков, С.С. Сварка пластмасс ультразвуком / С.С. Волков, Б.Я. Черняк. – М: Химия, 1986.–256с.
9. Гаврилов, Л.Р. Фокусированный ультразвук в физиологии и медицине / Л.Р. Гаврилов, Е.М. Цирульников. – Л-д.; Наука, 1980.
10. Гершгал, Д.А. Ультразвуковая аппаратура / Д.А. Гершгал, В.М. Фридман. – М: Энергия, 1976. – 320с.

11. Глух, Е.М. Защита полупроводниковых преобразователей / Е.М Глух, В.Е. Зеленев. – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Энергоиздат, 1982. – 152 с.
12. Горшкова, В.М. Математическое описание действия ультразвуковых колебаний на лекарственное вещество / В.М. Горшкова // Вестник МГТУ им. Н.Э.Баумана. Приборостроение. – 1993, №1. – С. 62 – 72.
13. Донской, А.В Ультразвуковые электротехнологические установки / А.В. Донской, О.К. Келлер, Г.С. Кратыш. – Л: Энергия, 1982. – 188с.
14. Дрожалова, В.И. Ультразвуковая пропитка деталей / В.И. Дрожалова, Б.Я. Артамонов. – М.: Машиностроение, 1980. – 48с.
15. Ершов, Ю.А. Механизмы токсического действия неорганических соединений / Ю.А. Ершов, Т.Е. Плетенева. – М.; Медицина, 1989.
16. Журавлев, А.И. Ультразвуковое свечение / А.И. Журавлев, В.Б. Акопян. – М.: Наука, 1977.
17. Заявка на изобретение № 2013147143/20 (073278)РФ, Заявка: 22.10.13. Ультразвуковой волновод инструмент для хирургии / Новиков А. А., Лебедева Д. А.
18. Заявка на патент № 2014132015/20 (051432) РФ. Транзисторный генератор для резонансных нагрузок / Новиков А.А., Лебедева Д.А.
19. Заявка на патент №2014150743РФ. Диафизарный ультразвуковой волновод–шуроп для аппарата Илизарова. // Рожков К.Ю., Резник Л.Б., Новиков А.А., Лебедева Д.А.
20. Иманиси, Ю. Биомедицинские полимеры – в кн. Биополимеры: Пер. с япон./ Ю.Иманиси; Под ред. Иманиси. – М.: Мир, 1988. – 360 с.
21. [Источники ультразвуковых колебаний](http://u-sonic.ru/book/export/html/900)[Electronicresource]. – Режим доступа:<http://u-sonic.ru/book/export/html/900>
22. Канюков, В.Н. Материалы для современной медицины: Учебное пособие / В.Н. Канюков, А.Д. Стрекаловская, В.И. Килькинов, В.В. Базарова. – Оренбург: ГОУ ОГУ, 2004. – 113 с.

23. Квашнин, С.Е. Исследования амплитудно–частотных характеристик медицинских ультразвуковых пьезопреобразователей продольных колебаний / С.Е. Квашнин // Конверсия. – 1997. – №10. – С. 30–31.

24. Квашнин, С.Е. Исследование амплитудно–частотных характеристик медицинских ультразвуковых пьезопреобразователей продольных колебаний / С.Е. Квашнин, Э.В. Босова // Тезисы докладов научно–технической конференции, посвященной 165–летию МГТУ им. Н.Э.Баумана. В 2–х частях. – М., 1995. –Ч.2. – С. 100.

25. Квашнин, С.Е. О проектировании ультразвуковых низкочастотных колебательных систем для хирургии / С.Е. Квашнин // Актуальные вопросы создания биотехнических систем. – М., изд–во АМТН, 1997. – вып.2. – С. 160–168.

26. Кикучи, Е Ультразвуковые преобразователи / под.ред. Е.Кикучи. – М: МИР, 1972. – 424 с.

27. Краткий словарь терминов по остеоартрозу и эндопротезированию суставов[Electronicresource]. – Режим доступа:<http://endo.dn.ua/terms.html>

28. Крылов, Н.П. Ультразвук и его применение / Н.П. Крылов, В.И. Рокитянский. – М., 1958. – 150 с.

29. Лебедева, Д.А. Определение эффективности использования ультразвука для резания пластмасс и контроль качества поверхности / Д.А. Лебедева, А.А. Новиков // Ресурсоэффективные системы в управлении и контроле: взгляд в будущее в 4 т.: Т.1/Томский политехнический университет. – Томск: изд–во Томского политехнического университета. – 2013. – С. 121 – 124.

30. Лебедева, Д.А.Определение эффективности использования ультразвука для резания высокопрочного полиэтилена используемого в протезировании / Д.А. Лебедева, А.А. Новиков // Современные технологии и управление в энергетике и промышленности : отв. ред. В.Н. Горюнов. – Омск :Изд – во ОмГТУ, 2012. – С. 195 –198.

31. Лебедева, Д.А. Разработка нового ультразвукового волновода – инструмента для ревизионного эндопротезирования / Д. А. Лебедева, А. А.



Новиков, Д. А. Негров // Омский научный вестник. Серия Приборы, машины и технологии. – 2014. – № 2 (130). – С. 197 – 199.

32. Леоничев В.Д. Разработка способа ультразвуковой сварки биологических тканей: Дисс....кандтехн. наук. – М., 1972. – 194 с.

33. Летучих, А.А. Низкочастотный ультразвук в акушерстве и гинекологии / А.А.Летучих, В.В. Педдер, Е.Б.Рудакова и др. – Омск: ИПК «Омич», – 1996. – 138 с.

34. Либерзон Р.Д. Обработка ран низкочастотным ультразвуком в профилактике и лечении гнойных осложнений у травматологических больных: Дисс....кандтехн. наук. – М., 1992. – 186 с.

35. Либерзон, Р.Д. Интраоперационный гемостаз фибриногеном и ультразвуком в травматологии и ортопедии / Р.Д. Либерзон, Д.М. Пучиньян, И.И. Жаденов и др. // Травматология и ортопедия России. – 1995. – №2. – С.28 – 30.

36. Лошилов В.И. Технологические основы применения ультразвука для сварки и резки биологических тканей: Дисс....доктора техн. наук. – М., 1972. – 444с.

37. Лошилов, В.И. Исследование влияния акустических колебаний на процессы ультразвуковой обработки инфицированных ран / В.И. Лошилов, В.Г. Веденков, А.А. Орлова // Труды МВТУ им. Н.Э.Баумана. – 1975. – №242. – С. 23 – 35.

38. Лошилов, В.И. Ультразвуковая сварка синтетических протезов кровеносных сосудов / В.И. Лошилов, В.И. Петров, Г.В. Саврасов // Труды МВТУ им. Н.Э.Баумана. – 1975. – №242. – С. 10 – 14.

39. Лошилов, В.И. Физические основы способа ультразвуковой обработки инфицированных ран / В.И. Лошилов, В.Г. Веденков, А.А Орлова // Труды МВТУ им. Н.Э.Баумана. – 1975. – №242. – С. 36 – 42.

40. Лошилов, В.И. Экспериментально–теоретическое исследование применения низкочастотного ультразвука в медицине / В.И. Лошилов, И.Г. Парван // Вестник МГТУ им.Н.Э.Баумана. Приборостроение. – 1993. – №4. – С. 74 – 78.

41. Манабу, С. Полимеры медицинского назначения: пер. с япон./под ред. С.Манабу. – М.: Медицина, 1981. – 248 с.
42. Маргулис, М.А. Звухохимические реакции и сонолюминесценция / М.А. Маргулис. – М.: Химия, 1986.
43. Машков, Ю.К. Разработка волноводных систем для прессования изделий из полимерных материалов / Ю.К. Машков, Я.Б. Шустер, А.А. Новиков, Д.А. Негров // Омский научный вестник. – 2005. – №1 (30). – С. 106–108.
44. Мозговой, И.В. Основы технологии ультразвуковой сварки полимеров / И.В. Мозговой. – Изд. Красноярского университета, 1991. – 278 с.
45. Негров, Д. А. Ультразвуковые колебательные системы для синтеза полимерных композиционных материалов : моногр. / Д. А. Негров, Е. Н. Еремин, А. А. Новиков, Л. А. Шестель. – Омск :Изд-во ОмГТУ, 2012. – 132 с.
46. Николаев, А.П. Оценка результатов эндопротезирования тазобедренного сустава / А.П. Николаев, А.Ф. Лазарев, А.О. Рагозин // Эндопротезирование крупных суставов : матер.симп. – М., 2000. – С. 78–79.
47. Николаев, Г.А. Ультразвуковая технология в хирургии / Г.А. Николаев, В.И. Лошилов – М: Медицина. – 1980. – 272 с.
48. Новиков, А.А. К вопросу определения фактора электроакустического изоморфизма для ультразвукового излучателя продольного типа / А.А. Новиков // Доклады Академии наук высшей школы России. – 2006. – №1 (6). – С. 114 – 121.
49. Новиков, А.А. Разработка ультразвукового инструмента с повышенной частотной устойчивостью / А.А. Новиков, Д.А. Негров, Я.Б. Шустер // Материалы III Международной научно–технической конференции Динамика систем, механизмов и машин. – Омск. – 1999.– С. 81 – 82.
50. Новиков, А.А. Разработка широкополосных волноводных систем / А.А. Новиков, Д.А. Негров, Я.Б. Шустер // В сб.: Прикладные задачи механики. Под ред. В.В.Евстифеева. – Омск. – Изд. ОмГТУ. – 1999.– С. 149 – 152.
51. Новиков, А. А. Новая технология эндопротезирования с применением высокоамплитудного низкочастотного ультразвука / А. А. Новиков, Л. Б. Резник //

Биомедицинская техника и технологии : материалы первой Всерос. науч.–техн. конф. – Вологда, 2006. – С. 67–68.

52. Новиков, А.А. Интенсификация резания полимеров энергией ультразвуковых колебаний / А.А. Новиков, Д.А. Лебедева, С.А. Андреева // Современные проблемы машиностроения: сборник научных трудов VII Международной научно–технической конференции / под ред. А.Ю. Арляпова, А.Б. Кима; Томский политехнический университет. – Томск: изд–во Томского политехнического университета. – 2013. – С. 338 – 342.

53. Новиков, А.А. Интенсификация резания пластмасс ультразвуковой энергией / А.А. Новиков, Д.А. Лебедева // Технологическое обеспечение машиностроительных производств : сборник научных трудов I международной заочной научно – технической конференции / под ред. В.И. Гузеева и А.А. Дьяконова. – Челябинск : Издательский центр ЮУрГУ, 2014. – С. 428 – 432.

54. Новиков, А.А. Новый способ повышения нагрузочной способности ультразвуковых пьезокерамических излучателей / А.А. Новиков, Д.А. Лебедева // World&Science : (May 1th 2014) – Brno (CzechRepublic). – С. 216 –223.

55. Новиков, А.А. Определение эффективности использования ультразвука для резания двух типов используемых в протезировании пластмасс (ПМА, высокопрочный полиэтилен) / А.А. Новиков, Д.А. Лебедева // Россия молодая: передовые технологии – в промышленность. – 15–17 ноября 2011 г.: в 2 кн. – Омск: Изд – во ОмГТУ. – 2011. – С. 204–208.

56. Новиков, А.А. Оценка применимости низкочастотного ультразвука для удаления ацетобулярного компонента эндопротеза / А.А. Новиков, Д.А. Лебедева, М.А. Хазанов // Омский научный вестник. Серия Приборы, машины и технологии. – 2012. – № 1 (107). – С. 262 – 265.

57. Новиков, А.А. Разработка низкочастотной ультразвуковой аппаратуры для терапии и хирургии: дис. ... докт. техн. наук:05.11.17 / Новиков Алексей Алексеевич. – М, 2008. – 293 с.

58. Новиков, А.А. Расширение применения низкочастотного ультразвука в травматологии / А.А. Новиков, Д.А. Лебедева // Россия молодая: передовые

технологии – в промышленность!»: отв. Ред. А.В. Косых – 12–14 нояб. 2013 г. : – Омск : Изд – во ОмГТУ. – 2013. – С. 223 – 226.

59. Новиков, А.А. Способ увеличения нагрузочной способности ультразвукового пьезокерамического излучателя / А.А. Новиков // Омский научный вестник. Сер.: Приборы, машины и технологии. – 2008. – №2.(68) – С. 106 – 112.

60. Оганесян М.А. Клинические основы применения низкочастотного ультразвука в профилактике послеоперационных нагноений, лечении перитонита и гнойных ран: Дисс...доктора мед. Наук.– Пермь,–1988.–454с.

61. Патент RU 2480176 U1. МПК А61В17/56. Заявка: 2011143170/14, 25.10.2011; Опубликовано: 27.04.2013. Способ коррекции формы голени с использованием чрескостного остеосинтеза и стержень–шуруп для его выполнения. / Л. Н.Соломин, П. Н. Кулеш, А.И. Утехин.

62. Патент RU № 2260899. Заявка: 2004110471/09, 06.04.2004; Опубликовано: [20.09.2005](#). Транзисторный генератор для резонансных нагрузок. / Новиков А.А., Шустер Я.Б., Негров Д.А., Резник Л.Б.

63. Патент RU № 2218886. Заявка: 2001133132/14, 06.12.2001; Опубликовано: 20.12.2003. Способ эндопротезирования крупных суставов. / Резник Л.Б., Новиков А.А., Шустер Я.Б. и др.

64. Патент РФ на изобретение № RU 2510919, Заявка: 2012152570, 06.12.2012; Опубликовано: 10.04.2014. Транзисторный генератор для резонансных нагрузок. // Новиков А.А., Шустер Я.Б., Хазанов М.А., Лебедева Д.А.

65. Патент на полезную модель № RU143507, Заявка: 2014109497/14, 12.03.2014; Опубликовано: 27.07.2014. Стержень – шуруп для аппарата внешней фиксации. // Рожков К.Ю., Резник Л.Б., Новиков А.А., Лебедева Д.А.

66. Петровский В.Б. Петров В.Е., Лоцилов В.И. Ультразвуковая сварка и резка биологических тканей (в торакальной хирургии) / В.Б. Петровский, В.Е. Петров, В.И. Лоцилов. – М: изд–во 1ММИ, 1972. – 63 с.

67. Платэ, Н.А. Полимеры для медицины / Н.А. Платэ // Наука в СССР, 1986. – №1. – С. 2 – 9.

68. Поляков, В.А. Ультразвуковая сварка костей и резка живых биологических тканей / В.А. Поляков, Г.А. Николаев, М.В. Волков //– М.: Медицина, 1973. – 136 с.

69. Попилов, Л.Я. Справочник по электрическим и ультразвуковым методам обработки материалов: справочник / Л.Я. Попилов – Л., «Машиностроение», 1971. – 499 с.

70. Пьезокерамические преобразователи: Методы измерения и расчет параметров: Справочник / под ред.С. И. Пугачева. – Л.: Судостроение, 1984. – 256 с.

71. Резник, Л.Б. Эффективность применения ультразвука для удаления костного цемента при ревизионном эндопротезировании/ Л.Б. Резник, Г.Г. Дзюба, А.А. Новиков // Травматология и ортопедия России. – 2012. – № 1 (63). – С. 30 – 355.

72. Ремизов, А.Н. Медицинская и биологическая физика: Учеб. для мед-спец. Вузов / А.Н Ремизов – 3е изд. испр. – М.: Высш. Школа, 1999. – 616 с.

73. Сабельникова, Т.М. Совместное воздействие ультразвука и антисептиков на гнойные бактерии / Т.М. Сабельникова, В.В. Черкашин, А.М. Полевой // Труды МВТУ им. Н. Э. Баумана. – 1980. – №319. – С. 59 – 62.

74. Саврасов, Г. В. Технологические задачи ультразвуковой хирургии / Г. В. Саврасов // Вестник МГТУ им. Н. Э. Баумана. Приборостроение. – 1993. – №4. – С. 64 – 74.

75. Свидетельство на полезную модель RU 14826 U1, Заявка: 2000102176/20, 26.01.2000; Опубликовано: 10.09.2000. Стержень – шуруп /А.Т.Худяев, В.В. Пивень, Ю.А. Муштаева.

76. Свидетельство на полезную модель RU № 18655, Заявка: 2000132927/20, 26.12.2000; Опубликовано: 10.07.2001 Ультразвуковой пьезокерамический излучатель. / Новиков А.А., Шустер Я.Б., Негров Д.А..

77. Сенченков, И.К. Влияние технологической нагрузки на резонансные характеристики электромеханической системы при ультразвуковой сварке

пластмасс / И.К. Сенченков, Н.П. Нестеренко, Г.Н. Кораб, П.И. Шкарупа // Автоматическая сварка. – 1999. – №2. – С. 11–15.

78. Соломин, Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г. А. Илизарова / Л.Н. Соломин; Издательство:ЭЛБИ–СПб, 2005 – 521 с.

79. Схемотехника устройств на мощных полевых транзисторах: Справочник. /Под ред. В.П. Дьяконова. – М.: Радио и Связь, 1994. – 280 с.

80. Технология ультразвуковой сварки. Справочник [Electronicresource]. – Режим доступа:<http://сварпласт.рф/?mod=manual&id=12>

81. Ткаченко, С.С. Обработка ультразвуком при лечении гнойных ран мягких тканей и костей / С.С. Ткаченко, В.М. Шаповалов, В.В. Руцкий и др. // Ортопед., травм.ипротезирование. – 1982. – №11. – С. 16 – 20.

82. Ультразвук в хирургии. Выпуск 1. Труды МВТУ им. Н. Э. Баумана №165 – М., МВТУ им. Н. Э. Баумана, 1973. – 142с.

83. Ультразвук и другие виды энергии в хирургии. Выпуск 2. Труды МВТУ им. Н. Э. Баумана № 201 – М., МВТУ им. Н. Э. Баумана, 1974. – 185 с.

84. Флинн, Г. Физика акустической кавитации в жидкости. Физическая акустика / Г. Флинн; пер. с англ.; под ред. У. Мэзопа. – Т. 3. – Ч. Б. М.; Мир, 1967.

85. Хилл, К. Применение ультразвука в медицине. Физические основы / Пер. с англ.; Под ред. К. Хилла. – М.: Мир, 1989.

86. Эльпинер, Н.К. Биофизика ультразвука / Н.К. Эльпинер – М.: Наука, 1973. – 218 с.

87. Deost комплексные решения в медицине, Каталог продукции 2013 [Electronicresource]. – Режим доступа: <http://www.deost.ru/katalog/>

88. DMETEC Surgystar – преемственность поколений [Electronicresource]. – Режим доступа: <http://www.unident.ru/publications/DMETEC-Surgystar-preemstvennost-pokolenij-1602.phtml>

89. Haydon, С.М. Revision total hip arthroplasty with use of a cemented femoral component. Results at a mean of ten years / С.М. Haydon [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2004. – Vol. 86–А, N 6. – P. 1179–1185.

90. Kuhn K.–D. Bone Cements / K. Kuhn.– Berlin: Springer, 2001. – 272 с.
91. Patent 2573168 (USA) Mechanical Impedance transformer / Mason W. P., Wick R F. Morristown N. J. // United States Patent Bulletin. – 1950. – №23.
92. Prokic M. Piezoelectric transducers modeling and characterization// MP Interconsulting. Le Locle, Switzerland.– 2004.– 186p.
93. Revision arthroplasty facilitated by ultrasonic tool cement removal. An evaluation of whole bone strength in a canine model / J.J. Callaghan, S.H. Elder, S.K. Stranneet al. //J. Arthroplasty. – 1992. – Vol. 7, N.4. – P.495–500.
94. Revision arthroplasty facilitated by ultrasonic tool cement removal. Part II. Histologic analysis of endosteal bone after cement removal / J.T. Caillouette, R.S. Gorab, R.C. Klapperet al. // Orthop. Rev. – 1991.–Vol. 20, N.5. – P.435–440.
95. Söring[Electronic resource]. – Режимдоступа: <http://www.soring.ru/>
96. Ultrasonic technology in revision joint arthroplasty / R.C. Klapper, J.T. Caillouette, J.J. Callaghan et al. // Clin. Orthop. – 1992. – N.285. – P.147–154.

**ПРИЛОЖЕНИЕ А**

Акты внедрения и испытаний




**УТВЕРЖДАЮ**  
 Профессор по учебной работе  
 ФГБОУ ВПО Омский государственный  
 технический университет  
 А.В. Мышлявцев  
 \_\_\_\_\_  
 «10» ноября 2014г.

### АКТ

использования результатов диссертационной работы  
 Лебедевой Дарьи Александровны **«Разработка ультразвуковых  
 медицинских аппаратов для травматологии и хирургии,  
 широкодиапазонных по параметрам нагрузки»**  
 в ФГБОУ ВПО Омский государственный технический университет.

Настоящим актом удостоверяется, что результаты диссертационной работы Лебедевой Д.А. по разработке ультразвуковых аппаратов, широкодиапазонных по параметрам нагрузки, в части разработки электрофизических моделей акустического тракта, исследования влияния нагрузки на частотные характеристики ультразвуковых излучателей, а также систем фазовой автоподстройки частоты используемых генераторов для обеспечения поддержания акустического резонанса, описанные во 2-й и 3-ей главах, использованы в учебном процессе ФГБОУ ВПО Омский государственный технический университет на кафедре машиностроение и материаловедение в учебном курсе «Ультразвуковая обработка материалов» для бакалавров направления 22.03.01 «Материаловедение и технологии материалов».

Заведующий кафедрой МиМ,  
 Д.т.н., профессор



Е.Н.Еремин



УТВЕРЖДАЮ  
Зам. Генерального директора  
ОАО «ЦКБА»  
А.М.Фёдоров  
« 15 » 10 2014г.

**АКТ**  
использования результатов диссертационной работы  
Лебедевой Дарьи Александровны «**Разработка ультразвуковых  
медицинских аппаратов для травматологии и хирургии,  
широкодиапазонных по параметрам нагрузки**»  
в ОАО «ЦКБА».

Настоящим актом удостоверяется, что результаты диссертационной работы Лебедевой Д.А. по разработке ультразвуковых аппаратов, широкодиапазонных по параметрам нагрузки, в части разработки новых схемных решений силовой части генератора, а также систем фазовой автоподстройки частоты для обеспечения поддержания акустического резонанса, описанные 3-ей главе, использованы при разработке модернизированного ультразвукового аппарата для травматологии и хирургии «Ярус-М», планируемого к серийному выпуску в 2016 году взамен серийно выпускаемого аппарата «Ярус».

Ведущий конструктор отдела

Т.К.Денисова



УТВЕРЖДАЮ

Главный врач БУЗОО «КМХЦ МЗОО»

В.Г. Бережной

20\_\_ г.

Адрес: 105, ул. Булатова, г. Омск, 644007, Россия

Тел./факс (381 2) 25-55-66,

e-mail: cmsc\_mail@minzdrav.omskportal.ru

## А К Т

**об использовании результатов кандидатской диссертации «Разработка  
ультразвуковых медицинских аппаратов для травматологии и хирургии,  
широкодиапазонных по параметрам нагрузки»**

Мы, нижеподписавшиеся: заместитель главного врача БУЗОО «КМХЦ МЗОО» по травматологии и ортопедии М.Э. Гегер, заведующий отделением гнойной хирургии, к.м.н. А.Ю. Мартынов, врач-травматолог отделения гнойной хирургии, к.м.н. Г.Г. Дзюба составили настоящий акт:

**1. Учреждение, где проходит использование:** Россия, г. Омск, БУЗОО «КМХЦ МЗОО», отделение гнойной хирургии.

**2. Наименование предложений:** «Разработка ультразвуковых медицинских аппаратов для травматологии и хирургии, широкодиапазонных по параметрам нагрузки»

**3. Авторы:** Лебедева Д.А., Новиков А.А.

**4. Данное научное исследование было выполнено:** ФГБОУ ВПО «Омский государственный технический университет» (ректор – профессор В.В. Шалай).

**5. Форма внедрения:** результаты научного исследования в рамках диссертационной работы Лебедевой Д.А. используется при лечении больных с глубокой перипротезной инфекцией, поступающих в отделение гнойной хирургии БУЗОО «КМХЦ МЗОО».

**6. Ответственный за использование:** врач-травматолог отделения гнойной хирургии БУЗОО «КМХЦ МЗОО» к.м.н Дзюба Г.Г.

**7. Эффективность:** использование модернизированного ультразвукового генератора и волновода-инструмента «тройная елочка» при удалении стабильного ацетабулярного компонента эндопротеза позволяет минимизировать потерю костной массы вертлужной впадины, сокращает время и травматичность оперативного вмешательства, что повышает эффективность реабилитации больных с глубокой перипротезной инфекцией.

Зам. главного врача по травматологии  
и ортопедии БУЗОО «КМХЦ МЗОО»

Зав. отделением гнойной хирургии  
БУЗОО «КМХЦ МЗОО», к.м.н.

Врач-травматолог отделения гнойной хирургии  
БУЗОО «КМХЦ МЗОО», к.м.н.

 М.Э. Гегер

 А.Ю. Мартынов

 Г.Г. Дзюба

**ПРИЛОЖЕНИЕ В**

Патенты



РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

**ПАТЕНТ**

НА ИЗОБРЕТЕНИЕ

№ 2510919

**ТРАНЗИСТОРНЫЙ ГЕНЕРАТОР ДЛЯ РЕЗОНАНСНЫХ НАГРУЗОК**

Патентообладатель(ли): *Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования "Омский государственный технический университет" (RU)*

Автор(ы): *см. на обороте*

Заявка № 2012152570

Приоритет изобретения **06 декабря 2012 г.**

Зарегистрировано в Государственном реестре изобретений Российской Федерации **05 февраля 2014 г.**

Срок действия патента истекает **06 декабря 2032 г.**

Руководитель Федеральной службы  
по интеллектуальной собственности

Б.П. Симонов





РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(19) **RU** <sup>(11)</sup> **2 510 919** <sup>(13)</sup> **C1**(51) МПК  
H03B 5/00 (2006.01)**(12) ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**

(21)(22) Заявка: 2012152570/08, 06.12.2012

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
06.12.2012

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 06.12.2012

(45) Опубликовано: 10.04.2014 Бюл. № 10

(56) Список документов, цитированных в отчете о  
поиске: FR 2260899 A, 10.10.1975. SU 1381671 A1,  
23.01.1986. RU 2457607 C1, 27.07.2012. RU  
2103795 C1, 27.01.1998

Адрес для переписки:

644050, г.Омск, пр. Мира, 11, ГОУ ВПО  
ОмГТУ, Информационно-патентный отдел,  
Бабенко О.И.

(72) Автор(ы):

Новиков Алексей Алексеевич (RU),  
Шустер Яков Борисович (RU),  
Хазанов Максим Александрович (RU),  
Лебедева Дарья Александровна (RU)

(73) Патентообладатель(и):

Федеральное государственное бюджетное  
образовательное учреждение высшего  
профессионального образования "Омский  
государственный технический университет"  
(RU)**(54) ТРАНЗИСТОРНЫЙ ГЕНЕРАТОР ДЛЯ РЕЗОНАНСНЫХ НАГРУЗОК****(57) Формула изобретения**

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, с выходным трансформатором, оптронным транзистором и трансформатором тока, информационный выход которого подсоединен к конденсатору, который через RC-цепь подключен параллельно конденсатору внешней времязадающей RC-цепи, включенному в цепь вторичной обмотки выходного трансформатора последовательно с резонансной нагрузкой, отличающийся тем, что он дополнительно содержит: два конденсатора, два резистора, вторичную обмотку токового трансформатора, ключ переменного тока, компаратор и выпрямитель, причем к дополнительной вторичной обмотке токового трансформатора подсоединен первый конденсатор и вход выпрямителя, выход которого подключен к первому входу компаратора, второй вход которого связан с источником опорного напряжения, а выход подсоединен к управляющему входу ключа переменного тока, подключающего дополнительную вторичную обмотку токового трансформатора к первому резистору и через последовательно соединенные второй конденсатор и второй резистор к конденсатору времязадающей цепи драйвера.

RU 2 5 1 0 9 1 9 C 1

## РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



## ПАТЕНТ

НА ПОЛЕЗНУЮ МОДЕЛЬ

№ 143507

СТЕРЖЕНЬ - ШУРУП ДЛЯ АППАРАТА ВНЕШНЕЙ  
ФИКСАЦИИ

Патентообладатель(ли): *государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования "Омская государственная медицинская академия" Министерства здравоохранения Российской Федерации (ГБОУ ВПО ОмГМА Минздрава России) (RU)*

Автор(ы): *см. на обороте*

Заявка № 2014109497

Приоритет полезной модели **12 марта 2014 г.**

Зарегистрировано в Государственном реестре полезных моделей Российской Федерации **23 июня 2014 г.**

Срок действия патента истекает **12 марта 2024 г.**

Руководитель Федеральной службы  
по интеллектуальной собственности

Б.П. Симонов





РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ(19) RU<sup>(11)</sup>143 507<sup>(13)</sup> U1(51) МПК  
A61B 17/56 (2006.01)

## (12) ТИТУЛЬНЫЙ ЛИСТ ОПИСАНИЯ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2014109497/14, 12.03.2014

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
12.03.2014

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 12.03.2014

(45) Опубликовано: 27.07.2014 Бюл. № 21

Адрес для переписки:  
644043, г. Омск, ул. Ленина, 12, ОмГМА,  
патентный отдел, Сакаевой З.Л.

(72) Автор(ы):

Рожков Константин Юрьевич (RU),  
Резник Леонид Борисович (RU),  
Новиков Алексей Алексеевич (RU),  
Лебедева Дарья Александровна (RU)

(73) Патентообладатель(и):

государственное бюджетное образовательное  
учреждение высшего профессионального  
образования "Омская государственная  
медицинская академия" Министерства  
здравоохранения Российской Федерации  
(ГБОУ ВПО ОмГМА Минздрава России)  
(RU)

(54) СТЕРЖЕНЬ - ШУРУП ДЛЯ АППАРАТА ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ

(57) Формула полезной модели

Стержень - шуруп для аппарата внешней фиксации, включающий самонарезающую и резьбоформирующую части с одной стороны, с другой стороны - резьбовую часть и безрезьбовой участок между ними, отличающийся тем, что имеет сквозное отверстие и резиновый колпачок с возможностью осуществлять введение растворов лекарственных препаратов в костномозговой канал, его промывание и дренирование, а также осуществлять измерение внутрикостного давления.

RU 143507 U1