М335463

НЕ ДЛЯ ВЫДАЧИ

МИНИСТЕРСТВО ВЫСШЕГО И СРЕДНЕГО СПЕЦИАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ СССР

Московское ордена Ленина и ордена Трудового Красного Знамени высшее техническое училище им. Н.Э. Баумана

На правах рукописи

БОРИСОВ Владимир Петрович

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЦЕССА УЛЬТРАЗВУКОВОЙ РЕЗКИ МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

(05.04.05 - Технология и машины сварочного производства)

(Диссертация написана на русском языке)

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидат технических наук

Москва 1975

Работа выполнена в Московском ордена Ленина и ордена Трудового Красного Знамени высшем техническом училище им.Н.Э.Баумана.

Научный руководитель – член-корреспондент АН СССР
профессор Николаев Г.А.

Научный консультант – д.т.н., профессор Лощилов В.И.

Официальные оппоненты:

Доктор технических наук, профессор Орлов Б.Д.
Кандидат технических наук, доцент Дружинин Н.В.
Кандидат медицинских наук, мл.научный сотрудник Шайхаев А.Я.

Ведущее предприятие – Московский научно-исследовательский институт уха, горла и носа.

Автореферат разослан " " ..... 1975 г.

Защита диссертации состоится "24" апреля 1975 г. на заседании Совета Московского ордена Ленина и ордена Трудового Красного Знамени высшего технического училища им.Н.Э. Баумана по адресу: Москва, 107005, 2-я Бауманская ул.,дом 5.

Ваши отз... ...енные печатью уч...

С дисс... им.Н.Э.Ба...

У...

Зам. ...

...ВТУ

М 335463

НТБ МГТУ им. Н.Э.Бау
1335463
Борисов В.П.Разрабо

№ 33546

В В Е Д Е Н И Е

Научный прогресс и внедрение техники в медицину привели в последние годы к появлению новых способов лечения и созданию новых ультразвуковых и медицинских аппаратов. Ультразвук широко используется в науке, технике и медицине как для физиотерапии, так и для диагностики заболевания человека. Роль ультразвука все более расширяется в медицине. За последние 10 лет в нашей стране развилось новое применение его – ультразвуковая хирургия.

За разработку и применение в клинической практике методов ультразвукового соединения костей после переломов, ортопедических и торакальных операций, воссозданию костной ткани при заболеваниях и дефектах костей, а также ультразвуковой резки живых биологических тканей присуждена Государственная премия СССР 1972 г. в области техники проф., д.м.,.Полякову В.А.,члену-корр.АН СССР Николаеву Г.А., акад.АМН СССР Волкову М.В., доц., к.м.н. Чемянову Г.Г., д.т.н., проф.Лощилову В.И.,д.м.н., проф.Петрову В.И. и к.м.н., ст.н.с.Лебедеву В.П.

В настоящее время методы ультразвуковой сварки и наплавки костных тканей, а также резки биологических тканей применяются в клиниках ВНИИКиЭХ, ЦИТО, 1ММИ, 2ММИ, ЦИУВ, ЦВГ им.Бурденко и ряда других клиник гг.Москвы, Ленинграда, Львова, Челябинска и Ростова-на-Дону.

Широкому применению ультразвуковой резки живых биологических тканей способствовали научные работы, выполненные в МГТУ им.Н.Э.Баумана (Лощилов В.И., 1972 г.,Волков С.М.,1971 г.,Засыпкин В.В., 1973 г.), в АКИНе (Голямина И.П.) совместно с врачами (Краснов М.М.,1969 г.,Оглезнев К.Я.,1972 г.,Фридман Ф.Е., 1972 г.,Феркельман Л.А., 1972 г.).

Однако анализ литературных данных и применение ультразвуковой резки мягких тканей в хирургической практике(Поляков В.А., 1970 г.,Волков М.В.,1971 г.,Петров В.И.,1971 г. и др.)

выявили ряд новых технических вопросов, которые не были исследованы в ранее проведенных работах и потребовали создания компактных ультразвуковых инструментов, обеспечивающих проникновение в трудно доступные области человеческого организма. К таким вопросам относятся: исследование процесса ультразвуковой резки мягких тканей и разработка способа иссечения тканей и воздействия на них внутри полых органов (трахея, бронхи, пищевод и др.) человека.

Поэтому целью данной работы явилось исследование процесса ультразвуковой резки различных мягких тканей и разработка специализированного ультразвукового оборудования и инструментов, обеспечивающих проведение операций в клинических условиях.

В работе были поставлены следующие задачи:

1. Исследование процесса ультразвуковой резки мягких тканей с целью выбора оптимальных параметров в зависимости от типа мягких тканей.

2. Разработка и исследование концентраторов - инструментов для ультразвуковой резки мягких тканей эндоскопическим путем.

3. Теоретический и экспериментальный анализ динамической устойчивости концентраторов.

4. Экспериментальные исследования и внедрение способов ультразвуковой резки мягких тканей в клиническую практику.

Методы исследования, проведенные в диссертации, состояли в создании специальной лабораторной установки для резания мягких тканей и изучении процесса ультразвуковой резки различных тканей на образцах и на живом организме, а также в разработке конструкции, проведении расчетов и исследовании работоспособности тонких и длинных концентраторов, используя теорию механических колебаний упругих систем.

Научная новизна проделанной работы заключается в том, что рассмотрена физическая сущность процесса ультразвуковой резки мягких тканей, показано взаимодействие режущего ультразвукового инструмента с тканью и влияние ультразвуковых колебаний на свертываемость крови человека, выбраны оптимальные параметры процесса ультразвуковой резки различных типов тканей. С учетом выбранных оптимальных параметров резки созданы ультразвуковые эндоскопические концентраторы-инструменты для рассечения мягких тканей и воздействия ультразвуком на внутренние органы.

МВТУ
им. Н. Э. Баумана
ФУНДАМЕНТАЛЬНАЯ
БИБЛИОТЕКА

Практическая ценность выполненной работы направлена на улучшение хирургического лечения больных с помощью ультразвукового инструмента, а в ряде случаев для лечения тяжелых больных без проведения радикальной хирургической операции.

Содержание диссертации докладывалось на 3 Всесоюзных конференциях 1972, 1974 гг., а окончательная апробация законченной работы состоялась на заседании кафедры "Оборудование и автоматизация сварочных процессов" МВТУ 19 ноября 1973 г. с решением рекомендовать диссертацию к защите.

Диссертация состоит из 4 глав и изложена на 136 страницах машинописного текста, иллюстрированного 61 рисунками. Библиография содержит 91 работу.

Глава I. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ РЕЗКА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Для понимания сущности ультразвукового резания тканей приводятся физические свойства ультразвука, основные параметры ультразвуковых колебаний и действие их на мягкие ткани человеческого организма. Рассмотрено строение различных мягких тканей и их физико-механические свойства.

Существующие способы резания мягких тканей, выполняемые скальпелем или электроножом, используя токи высокой частоты, имеют ряд существенных недостатков: большая травматичность, значительная потеря крови, прилипание тканей при электрохирургии, недопустимый термонекроз тканей и велика продолжительность операций вследствие малой скорости разделения тканей.

Во время проведения трахеобронхоскопии применяемые методы взятия биопсии или расширения стенозов трахеи и бронхов имеют также ряд недостатков, в основном травматичность и кровоточивость раневой поверхности. На основании анализа литературных данных показано, что температура нагрева кожи, мышц и др. при резании должна быть не более 55-60° во избежание образования некроза органических клеток для последующей нормальной регенерации раневой поверхности.

Описана физическая сущность способа ультразвуковой резки костных тканей (Волков С.М., Лощилов В.И.) и хрящевых тканей (Засыпкин Е.В.). Основой процесса ультразвуковой резки кости является процесс упруго-пластического деформирования элемента костной ткани зубом насечки инструмента с последующим скалыванием его. Для резания хрящевой ткани используется ультразвуковой инструмент с волнообразной нарезкой на режущей грани.

Рассмотрено ультразвуковое оборудование и инструменты, применяемые при ультразвуковой резке мягких тканей в хирургии и разработанные в МВТУ, АМИН и ВНИИТВЧ. Приведены основные сведения о изгибных колебаниях в ультразвуковых системах, использование которых бывает полезным в хирургии.

Глава П. ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЦЕССА УЛЬТРАЗВУКОВОЙ РЕЗКИ МЯГКИХ ТКАНЕЙ

Проведен анализ действия сил при резании клином-скальпелем. Наложение ультразвуковых колебаний на режущую грань скальпеля существенно изменяет вид трения, значительно увеличивает скорость пересечения волокон тканей. Введен безразмерный критерий скорости резания K_y.

Учитывая волокнистое строение мягких тканей, исследовалась физическая сущность ультразвуковой резки. Показано, что для рассечения волокон ткани необходимо минимальное усилие нормального давления на инструмент P_y, определяющее глубину сдавливания тканей. Последняя уменьшается в 2 раза при ультразвуковом резании. Экспериментально установлено, что резание обычным скальпелем образует хрупкое раскалывание твердой жировой массы (мыла), а ультразвуковое резание, наоборот, мягко разрезает, макроопластляет и частично выдавливает из зоны реза тонкую пленку мыла. Тепловой эффект, возникающий при ультразвуковой резке, объясняется нами наличием сил трения, поглощением ультразвуковой энергии и многократным сдавливанием и деформированием ткани в зоне резания.

Для определения оптимальных параметров процесса ультразвуковой резки мягких тканей была разработана методика проведения работы и создана специальная установка. Лабораторная установка ЛУРМТ-I в комплекте с аппаратом УЗС-I (ультразвуковой скальпель) позволяет измерять значения усилий резания в направлении главного движения P_z при заданном усилии нормального давления, глубину резания, а также температуру в процессе резания при различных скоростях перемещения, углах наклона и заточки скальпеля, регулируя акустические параметры процесса (амплитуду и частоту ультразвука). Данные экспериментов регистрировались на светолучевой осциллограф Н-700. Для сравнения результатов производилось резание тканей без ультразвука одним и тем же скальпелем. Критерием оценки при выборе оптимальных параметров является допустимая температура, возникающая в зоне

резания - $T_{доп.}$ = 55°С.

Установлено, что с увеличением амплитуды колебаний до 60 мкм производительность ультразвукового процесса возрастает в 8-12 раз по сравнению с обычным резанием. Однако применение ультразвуковой резки тканей с максимальной производительностью является не всегда оправданной, так как имеет место повышение температуры выше допустимой. Изменение частоты колебаний от 22 до 44 кгц увеличивает производительность резки на 12%, усилия резания уменьшаются на 15%, а температура в зоне резания возрастает на 10-15°С.

Показано, что при ультразвуковой резке различных тканей (кожа, мышцы, жир и др.) усилия резания P_z и P_y уменьшаются в 3-9 раз по сравнению с обычным резанием. Усилие P_z с увеличением амплитуды колебаний падает. Это объясняется отличительным механизмом резания мягких тканей. Установлено, что усилие P_z имеет минимальное значение при угле наклона режущей грани инструмента равного 35°, а угол заточки скальпеля должен быть не более 8°. На основании проведенных исследований предложена новая геометрическая форма рабочей части ультразвукового скальпеля с серповидной режущей гранью.

Установлено, что с увеличением амплитуды колебаний температура в зоне резания возрастает быстрее в образцах, чем на живом кролике вследствие наличия крови. Показано, что при ультразвуковой резке живых тканей наблюдается гемостатический (кровоостанавливающий) эффект мелких сосудов, который зависит от ряда факторов. Нами сделано предположение, что основными факторами при этом являются тепловой эффект, набухание коллагеновых волокон ткани и изменение свертываемости крови. С целью проверки данной гипотезы совместно с ВНИИКиЭХ (Петров В.И., Коблов Л.Ф.) проводились исследования по ультразвуковой резке кожи и воздействие ультразвуковых колебаний на кровь больных. Установлено, что разрез кожи при амплитуде колебаний менее 45-50 мк в зависимости от скорости перемещения отличается значительным уменьшением капиллярного кровотечения при обычных сроках заживления. Показано, что свертываемость крови, используя тромбоэластограф ИСК-1, ускоряется в 1,5-2 раза при амплитуде 42 мкм и частоте колебаний 30 мгц. Возможно управлять при операциях гемостатическим эффектом ультразвукового резания тканей. Обобщая экспериментальные и клинические данные, выбраны оптимальные параметры ультразвуковой резки мягких тканей:

амплитуда колебаний до 45 мкм, частота 22-30 кгц, скорость перемещения инструмента I5-55 мм/сек, усилие нормального давления до I20 г, угол наклона режущей грани - 35^0 и угол заточки - $8\text{-}10^0$, глубина резания до 7 мм. (рис.I).

Глава Ш. РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ КОНЦЕНТРАТОРОВ-ИНСТРУМЕНТОВ ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ РЕЗКИ МЯГКИХ ТКАНЕЙ ЭНДОСКОПИЧЕСКИМ ПУТЕМ

Существующие концентраторы не позволяют производить хирургические вмешательства внутри полых органов человека (горло, трахея, бронхи, пищевод и др.). Для этой цели требуется введение инструмента диаметром менее 6 мм и длиной до 600 мм внутрь организма через трубки диаметром 6-20 мм при обязательном визуальном наблюдении за рабочим концом инструмента в момент ультразвукового иссечения или воздействия (рис.2).

Исследованы концентраторы экспоненциальной формы, переходящие в стержень диаметром I,2,3,4 и 6 мм и состоящие из 4-5 полуволн, так как они наиболее пригодны для эндоскопии. Экспериментально установлено, что необходимую амплитуду колебаний $A_{пр.опт.}$ = 45 мкм можно получить в данных концентраторах длиной до 250 мм при коэффициенте усиления менее 20 и мощности преобразователя до I50 вт. Увеличение длины инструментов, особенно для диаметров менее 3 мм, приводит к резкому снижению амплитуды продольных колебаний вследствие появления изгибных колебаний, изменяющих колебательный режим ультразвукового узла.

В концентраторе с диаметром стержня 4-6 мм изгибные колебания не появлялись, но и амплитуда $A_{пр.опт.}$ не достигалась без увеличения мощности преобразователя.

Проведен выбор оптимальных геометрических размеров составных концентраторов. Показано, что оптимальная длина цилиндрической части составного экспоненциального концентратора равна 0,8 расчетного значения. Затем при установленной длине (20 мм) уменьшалась длина экспоненциальной части до критического значения показателя сужения. Установлено, что такой полуволновый концентратор позволяет увеличить амплитуду продольных колебаний в 2,5 раза по сравнению с экспоненциальным таких же диаметров. Это объясняется смещением узла амплитуды к середине концентратора. Однако многополуволновый концентратор такой формы обеспечивает амплитуду 45 мкм при длине только до 400 мм на установке УРСК-7н. Данные разработанные концентраторы-инстру-

менты применяются для операций в клиниках.

Появление изгибных колебаний в концентраторе представляет собой вредное явление (С.М.Волков,1971г.), но продольно-изгибные колебания в ряде случаев, например, в офтальмологии бывают полезными.

Для объяснения причины появления изгибных колебаний проведено исследование частоты и амплитуды колебаний. Установлено, что частота возникающих изгибных колебаний равна половине частоты вынужденных продольных колебаний, т.е. имеет место параметрический резонанс изгибных колебаний в изученных концентраторах определенной длины. Эти изгибные колебания определяют потерю динамической устойчивости продольно колеблющегося концентратора. Показано, что картина распределения амплитуд изгибных колебаний представляет собой огибающую максимальных значений, измеренных в различные моменты времени колебаний.

Проведен теоретическо-экспериментальный анализ динамической устойчивости ультразвуковых концентраторов.

На основании анализа литературных данных выбрана расчетная схема, определена постановка задачи и проведено математическое решение для исследования динамической устойчивости прямолинейного стержня-концентратора (совместно с О.С.Нарайкиным каф."Динамика и прочность машин" МВТУ им.Баумана).

Поставленная задача состояла из 2 этапов: определение продольной силы из волнового уравнения составного концентратора и решение дифференциального уравнения изгибных колебаний данного концентратора при резонансе продольных колебаний.

Записаны уравнения продольных и изгибных колебаний в виде.

$$\frac{\partial}{\partial z}\left[ES(z) \frac{\partial u}{\partial z} \right] - m_e(z) \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = 0$$

$$\frac{\partial^2}{\partial z^2}\left[EJ(z) \frac{\partial^2 y}{\partial z^2} \right] - \frac{\partial}{\partial z}\left[N(z,t) \frac{\partial y}{\partial z} \right] + m_e(z) \frac{\partial^2 y}{\partial t^2} + \alpha \frac{\partial y}{\partial t} = 0 \qquad (I)$$

где $ES(z)$ - жесткость концентратора при растяжении-сжатии;
$u(z,t)$ - продольное смещение;
$m_e(z)$ - масса единицы длины концентратора;
$EJ(z)$ - жесткость стержня при изгибе;
$y(z,t)$ - поперечный прогиб концентратора.

При решении уравнений (I) не учитывались потери энергии

(внутреннее трение и затухание) и влияние сдвигов и инерции сечений концентратора.

Учитывая принятые граничные условия, получено выражение периодической продольной силы для составного концентратора и составлено частотное уравнение его. Применяя вариационный метод Галеркина, решение задачи приведено к уравнению Матье в стандартной форме

$$\frac{d^2T}{d\tau^2} + (a - 2q\cos 2\tau)\,T = 0 \qquad (2)$$

где

$$a = \frac{E\int_0^{\ell_1}\frac{d^2}{dz_1^2}\left[J(z_1)\frac{d^2V}{dz_1^2}\right]V\,dz + EJ_2\int_{\ell_1}^{\ell_2}\frac{d^4V}{dz_2^4}V\,dz_2}{\int_0^{\ell_1} m_0(z_1)V^2\,dz_1 + m_0\int_{\ell_1}^{\ell_2}V^2\,dz_2} \qquad (3)$$

$$q = \frac{\int_0^{\ell_1}N_1(z_1)\frac{d^2V}{dz_1^2}V\,dz_1 - \int_{\ell_1}^{\ell_2}N_2(z_2)\frac{d^2V}{dz_2^2}V\,dz_2}{\int_0^{\ell_1} m_0(z_1)V^2\,dz_1 + m_0\int_{\ell_1}^{\ell_2}V^2\,dz_2} \qquad (4)$$

Вычислены коэффициенты a и q из общего решения (3) и (4) задачи динамической устойчивости составных концентраторов с диаметром стержня 3 мм и менее. Экспериментально установлено, что параметрически возбуждаемые изгибные колебания существуют в определенной области изменения частоты продольных колебаний. При этом ширина этих областей зависит от значения периодической продольной силы и жесткости концентратора. Показано, что амплитуде Апр $\geqslant$ 40 мкм для таких концентраторов невозможно получить только продольные колебания без наличия изгибных при длине последних более 400 мм.

Предположено уменьшить входной диаметр многополуволнового концентратора с 27 мм до 6 мм, снижая вес ультразвукового узла до 400 г и применяя стандартную частоту 22 кгц. При этом для увеличения жесткости инструмента выбран концентратор конической формы как многополуволоновой, так и полуволновой длины. Окончательно нами выбран 4-х полуволновый концентратор-инструмент ступенчатой формы для иссечения тканей эндоскопическим путем. Общий коэффициент усиления амплитуды данного концентратора равен 7, а требуемая мощность узла составляет 100 вт. Выходная амплитуда узла равна 50 мкм, что обеспечивает оптимальный режим ультразвукового резания мягких тканей.

Ультразвуковое оборудование (генератор, акустические узлы с набором сменных инструментов) - установка УЗС-100-I и

УРСК-IОн были изготовлены в МВТУ им.Н.Э.Баумана. Установка УЗС-I предназначена для резания мягких и небольших костных (до 3 мм) тканей, а установка УРСК-IОн, имеющая частоту 22 кгц, применяется для ультразвукового иссечения тканей или воздействия на них эндоскопическим путем внутри полых (трубчатых) органов человека. Данные установки применяются в клиниках Москвы: ВНИИКиЭХ, ЦИТО, больницах им.Филатова, Боткина и Захарьино.

Глава IУ. КЛИНИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ РЕЗКИ МЯГКИХ ТКАНЕЙ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ПО УЛЬТРАЗВУКОВОЙ СВАРКЕ БРОНХОВ

Описаны результаты клинического применения ультразвуковой резки мягких и хрящевых тканей в различных областях хирургии, проводимые нами в Центральном институте усовершенствования (проф.В.А.Поляков и др.), Центральном институте травматологии и ортопедии (акад.М.В.Волков, д.м.н. И.С.Шепелева и др.), Всесоюзном институте клинической и экспериментальной хирургии, объединенном с Первым мед.институтом (акад.Б.В.Петровский, проф.В.И.Петров, проф.Б.А.Константинов и др.), клинике детской хирургии 2ММИ (чл.-корр. Ю.Ф.Исаков, В.Н.Клейменов и др.) и 3-й клинической туберкулезной б-це "Захарьино" (д.м.н. Т.В.Эпштейн, проф.В.И.Петров). Проведено свыше 600 операций по резке мягких тканей. По мнению врачей-хирургов, ультразвуковая резка наиболее эффективна при резании, выделении различных рубцов и сращений в мягких тканях человека.

Показано новое применение ультразвука в бронхологии (проф.В.И.Петров, Р.С.Саркисян). Выполнены различные хирургические вмешательства в трахее и бронхах у 24 больных. Результаты лечения положительные. Проведены гистологические исследования срезанных тканей, изменений строения не отмечено. Определены некоторые показания к применению ультразвукового способа иссечения тканей при бронхоскопии (биопсия, рубцы, стенозы и опухоли).

Приведены исследования по сварке бронхов. Установлено, что принципиально возможна сварка хрящевых тканей бронхов с помощью ультразвука и и присадочного материала (коллаген, циакрин и др.). Исследования проведены на образцах, вырезанных из трахеи, определены механические свойства сварных соединений. Из данных видно, что прочность сварного соедине-

ния составляет 25 кгс/см^2, т.е. 35% от прочности хрящевой ткани. Изучено падение прочности соединений в воде. По технологии, отработанной на образцах , проводились эксперименты на собаках для закрытия культи бронхов. Проведено 20 операций, выбирая оптимальный вариант. Показано, что прочность соединения бронхов достаточна на период регенерации культи. Это подтверждено морфологически. Однако для клинического применения "закрытия-сварки" бронхов необходимы дальнейшие исследования.

В заключении рассчитан годовой экономический эффект от внедрения ультразвуковой резки мягких тканей - 37050 руб. за 1973 г. в ВНИИКиЭХ.

В Ы В О Д Ы

1. Проведен анализ ультразвукового резания мягких тканей. Показана кинетика процесса и причина нагрева тканей при рассечении. Предложен механизм резания мягких тканей, кардинально отличающийся от резки костных тканей. Экспериментально подтверждено уменьшение травматичности тканей при ультразвуковой резке.

2. Исследованы технологические и акустические параметры ультразвукового резания мягких тканей. Экспериментально установлено, что для различных тканей (жир, кожа, хрящи, мышцы) значения оптимальных усилий резания существенно отличаются. При этом производительность процесса ультразвукового резания увеличивается по сравнению с обычным в 8-12 раз, а усилия резания соответственно уменьшаются в 3-9 раз.

3. Измерена температура в процессе ультразвукового резания на образцах и в живом организме. Установлено, что в зоне резания температура может быть получена от 42^0 до 65^{0}С. Определены пути регулирования данной температуры путем вариации параметров ультразвукового процесса. Показано, что свертываемость крови в эксперименте ускоряется в 1,5-2 раза при ультразвуковом воздействии (амплитуда колебаний 40 мкм, частота 30 кгц).

4. На основании проведенных исследований установлены оптимальные параметры процесса ультразвуковой резки мягких тканей: амплитуда колебаний 45 мкм, частота колебаний 22-30 кгц, скорость перемещения инструмента 15-55 мм/сек.,

усилие нормального давления 30-120 г., угол наклона режущей грани инструмента-скальпеля 35° и угол заточки 8 + 10°, глубина резания до 7 мм.

5. Исследованы многополуволновые составные концентраторы, образованные соединением стержней постоянного и переменного сечений. Установлено, что амплитуда продольных колебаний уменьшается в зависимости от количества полуволн при постоянном коэффициенте усиления и мощности преобразователя. Показано, что в данных концентраторах одновременно образуются изгибные колебания, снижающие амплитуду продольных колебаний.

6. Проведен теоретическо-экспериментальный анализ динамической устойчивости концентраторов-инструментов. Математически решена задача о изгибных колебаниях прямолинейного консольного стержня под действием периодической продольной силы при условии резонанса продольных колебаний в концентраторе. Экспериментально установлено, что имеет место параметрический резонанс возникающих изгибных колебаний в концентраторе. Предложена методика, позволяющая оценить влияние геометрических размеров концентратора на характер его колебаний.

7. Разработаны многополуволновые концентраторы-инструменты для ультразвуковой резки мягких тканей эндоскопическим путем, обеспечивающие оптимальные параметры процесса. Инструмент имеет длину 550 мм и максимальный диаметр менее 6 мм, работающий на частоте колебаний 22 кгц с выходной амплитудой 500 мкм.

8. Создано малогабаритное ультразвуковое оборудование (генератор, акустические узлы с набором инструментов). Установка УЗС-I предназначена для ультразвуковой резки мягких и костных тканей открытым доступом, а установка УРСК-IОн - для ультразвукового иссечения тканей или воздействия эндоскопическим путем внутри полых (трубчатых) органов. Данные установки изготовлены и внедрены в четырех клиниках Москвы.

9. В результате проделанной работы выданы рекомендации для клинического применения обычным доступом ультразвуковой резки мягких тканей. В клиниках ВНИИКиЭХ и ЦИТО, ЦИУврачей, 2ММИ и больнице Филатова, им.Боткина, больнице "Захарьино" проведено свыше 600 операций по ультразвуковой резке различных мягких тканей. В эндоскопическом кабинете

ВНИИКиЭХ выполнены хирургические ультразвуковые вмешательства на трахее и бронхах у 24 больных. Результаты лечения положительные. Экспериментально установлено, что возможна ультразвуковая сварка бронхов с помощью присадочного материала (коллаген, циакрин).

Литература,
опубликованная по теме диссертации:

1. Борисов В.П. - Разработка и исследование ультразвуковых инструментов для бронхоскопии. Всесоюзная научная конференция по оперативному применению ультразвука (тезисы докладов), июль, Москва, 1972, с.38-40.

2. Николаев Г.А., Лощилов В.И., Веденков В.Г., Волков С.М., Борисов В.П. и др. - Установка УЗС-100-I. Каталог машины приборы стенды. МВТУ, 1972, с.90.

3. Борисов В.П. - Разработка ультразвуковых бронхологических инструментов. Всесоюзная научная конференция "Ультразвук в физиологии и медицине" (тезисы докладов), сентябрь, Ростов-на-Дону, 1972, с. 25-27.

4. Лощилов В.И., Волков С.М., Засыпкин В.В., Борисов В.П. - Ультразвуковая резка биологических тканей. Труды МВТУ № 165 "Ультразвук в хирургии", июнь, 1973 г., С.24-28.

5. Николаев Г.А., Борисов В.П. - Ультразвуковая сварка бронхов в эксперименте. Труды МВТУ № 165 "Ультразвук в хирургии", июнь, 1973, с.61-62.

6. Нарайкин О.С., Борисов В.П. - Динамическая устойчивость ультразвуковых инструментов. Труды МВТУ № 201 "Ультразвук и другие виды энергии в хирургии", вып.2, декабрь, 1974, с.96-102.

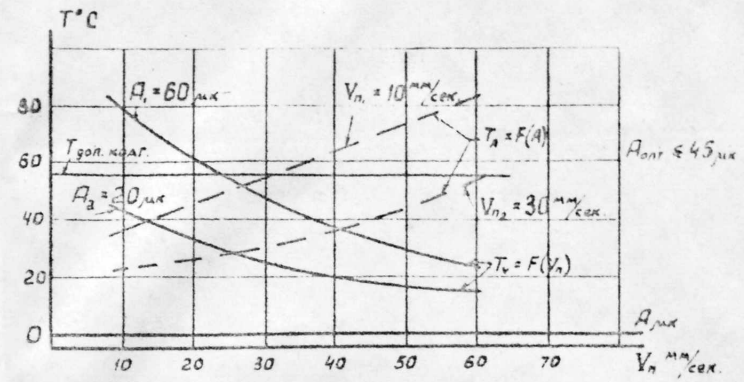
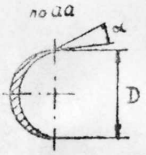


Рис.I. Выбор оптимальных параметров процесса ультразвуковой резки мягких биологических тканей



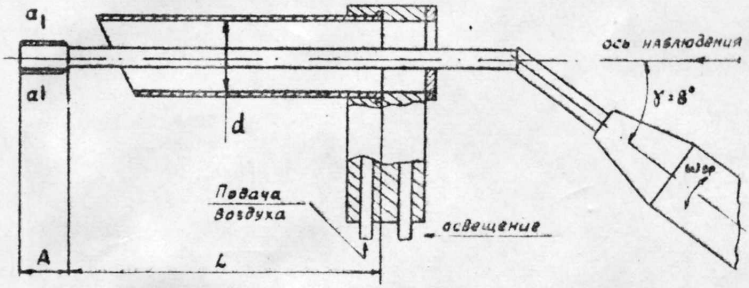


Рис.2. Схема процесса ультразвукового иссечения мягких тканей при эндоскопии