

Ультразвуковой Комплекс для Лапароскопии

Владимир Н. Хмелев, Андрей В. Шалунов, Сергей Н. Цыганок, Роман В. Барсуков

Бийский технологический институт (филиал) государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Алтайский государственный технический университет им. И.И. Ползунова»

Аннотация — В статье представлены результаты работ направленных на создание современного ультразвукового комплекса для лапароскопических и открытых хирургических вмешательств. Описываются принципы построения комплекса, особенности и технические характеристики созданного оборудования.

I. ВВЕДЕНИЕ

Тенденции развития современной хирургии направлены на обеспечение возможности рационального и эффективного выполнения многих видов общих и специальных хирургических вмешательств. При этом основной преследуемой целью является минимизация сопутствующих травм наносимых пациенту (так называемая “минимально инвазивная хирургия”), что позволяет уменьшить послеоперационную боль и сократить сроки выздоровления.

Применительно к операциям, проводимым на брюшной полости пациента, указанная цель достигается благодаря применению методов лапароскопической (от греч. *lapára* - пах, *chrevo* и *skopéō* - смотрю) хирургии. Для лапароскопических операций используются лапароскоп и специальные инструменты, которые вводятся по троакарам через отдельные миниатюрные проколы (не более 1 см) в брюшной полости. Небольшие проколы, производимые при лапароскопических хирургических вмешательствах, практически не травмируют мышечную ткань.

На сегодняшний день лапароскопия позволяет ограничиться минимальным хирургическим вмешательством, что делает подобного рода операции весьма востребованными (в США более 90% операций на брюшной полости выполняются лапароскопическим способом).

Большое количество разнообразных лапароскопических операций требует наличия адекватного современного инструментария и оборудования. К наиболее типичным инструментам, применяемым при лапароскопии, относятся зажимы для захвата ткани (грасперы), ножницы для рассечения ткани, а также инструменты, позволяющие герметизировать раневую поверхность и останавливать (коагулировать) кровотечение. Последнее наиболее часто осуществляется с помощью лазерного луча или высокочастотного электрического тока.

К сожалению, именно с использованием этих способов связаны основные трудности, возникающие при проведении лапароскопической операции: нагрев тканей при коагуляции, приводящий к образованию струпа, частичному обугливанию ткани, задымлению резко ухудшающему визуализацию поля зрения во время операции.

Возможным решением указанной проблемы является использование прогрессивных способов резки и коагуляции ткани, к которым относится ультразвуковой способ.

II. Основные Принципы Ультразвуковой Коагуляции и Резания

На рис. 1 показана схема преобразования энергии при осуществлении ультразвуковой коагуляции и резания.

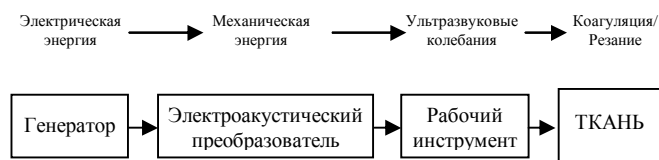


Рис. 1. – Схема преобразования энергии при ультразвуковой коагуляции и резке.

Согласно схеме показанной на рис. 1, электрическая энергия питающей сети при помощи электронного генератора преобразуется в электрические колебания ультразвуковой частоты. Далее электрическая энергия при помощи электроакустического преобразователя (как правило, пьезоэлектрического [1]) преобразуется в механические ультразвуковые колебания, которые передаются на лезвие рабочего инструмента. Ультразвуковые колебания рабочего инструмента позволяют реализовать три эффекта воздействия на биологические ткани: кавитацию, коаптацию/коагуляцию и разделение.

Колеблясь с установленной частотой, лезвие рассекает ткань, а выделяющиеся при трении тепло коагулирует кровь. Температура рассекаемых тканей при этом повышается незначительно, что позволяет избежать их обугливания и задымления обрабатываемой полости.

Отличительной особенностью ультразвукового способа является возможность одновременной, с рассечением тканей коагуляции кровеносных сосудов, сводящей к минимуму возможность кровотечения. В месте

с этим, благодаря ультразвуковым колебаниям лезвия рабочего инструмента значительно снижается усилие, прикладываемое хирургом для рассечения тканей, что повышает эффективность и точность выполнения разрезов.

Описанные преимущества ультразвуковой коагуляции и резания, делают их использование весьма привлекательным в лапароскопии, что в полной мере реализуется за рубежом. В нашей стране, такого рода оборудование практически не производится, поэтому задача разработки эффективного отечественного ультразвукового комплекса для лапароскопической хирургии является своевременной и актуальной задачей.

III. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ КОЛЕБАТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА И СМЕННЫЕ РАБОЧИЕ ИНСТРУМЕНТЫ

Одной из основных и наиболее важной частью ультразвукового комплекса для лапароскопической хирургии (далее аппарата) является ультразвуковая колебательная система, преобразующая электрические колебания ультразвуковой частоты в механические. От того, насколько эффективно она осуществляет свою функцию, зависят такие эксплуатационные параметры аппарата как: максимальная амплитуда ультразвуковых колебаний, допустимое время непрерывной работы, разогрев колебательной системы и рабочих инструментов. Колебательные системы зарубежного оборудования [2] строятся по классической волновой конструктивной схеме состоящей из преобразователя Ланжевена и концентратора. Недостатки такого вида конструкций достаточно подробно освещены в соответствующей литературе [3]. Поэтому при создании ультразвукового комплекса, была использована более прогрессивная полуволновая конструктивная схема [4] колебательной системы, сочетающая в себе электроакустический преобразователь и концентратор. Эскиз разработанной ультразвуковой колебательной системы показан на рис. 2.

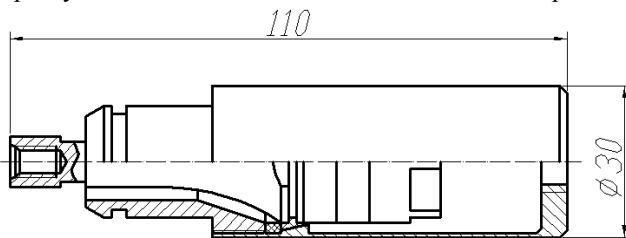


Рис. 2. – Эскиз ультразвуковой колебательной системы для лапароскопической хирургии.

Благодаря применению полуволновой конструктивной схемы, разработанная ультразвуковая колебательная система обладает следующими преимуществами по сравнению с зарубежными аналогами: более высокий коэффициент усиления (достигающий 9-10 благодаря применению совмещенного ступенчато-радиального электромеханического преобразователя – концентратора [4]), малые массогабаритные характеристики (благодаря

совмещению концентратора и преобразователя в одной полуволновой конструкции), практически полное отсутствие нагрева (благодаря уменьшению количества пьезокерамических элементов – 2 вместо 4 пьезоэлементов [2], и лучшему согласованию элементов колебательной системы между собой [5]). На следующем рисунке показано фото созданной ультразвуковой колебательной системы.



Рис. 3. – Ультразвуковая колебательная система (фото).

Можно предполагать, что при таких небольших габаритных размерах созданная колебательная система окажется эргономичнее зарубежных аналогов.

Следующим звеном в передаче ультразвуковых колебаний к тканям пациента являются рабочие инструменты. Для выполнения различного рода лапароскопических операций созданный аппарат укомплектован набором из 10 сменных рабочих инструментов отличающихся длиной, диаметром и формой окончаний.

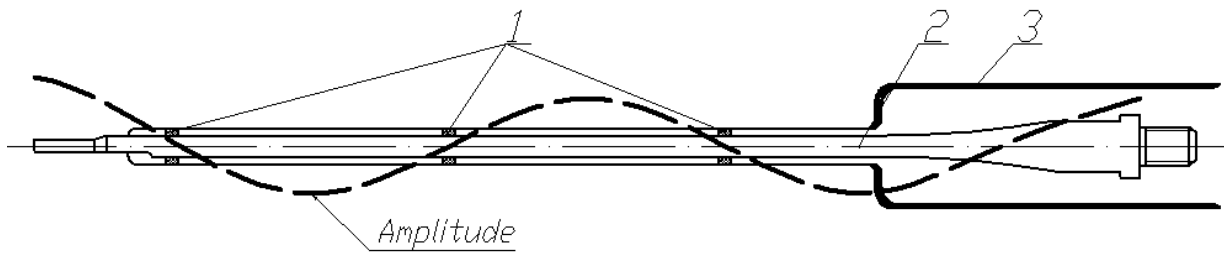
Длина всех сменных рабочих инструментов должна выбираться как можно ближе к значению кратному половине длины волны продольных ультразвуковых колебаний в материале инструмента. Это позволяет обеспечить согласование рабочих инструментов с ультразвуковой колебательной системой и осуществить передачу ультразвуковой энергии к рабочему (режущему) окончанию инструмента без значительных потерь. На рис. 4 показано фото разработанных рабочих инструментов.



Рис. 4. – Сменные рабочие инструменты для лапароскопической хирургии.

Короткие рабочие инструменты длиной 189 мм, предназначены для открытой хирургии, рабочие инструменты длиной 369 мм, применяются при лапароскопии. Рабочие инструменты выполнены двух основных диаметров 6 мм и 3 мм.

Рабочие инструменты диаметром 3 мм, являются более предпочтительными для лапароскопии т.к.



1 – демпфирующие кольца; 2 – сменный рабочий инструмент; 3 – тубус
Рис. 5. – Размещение демпфирующих колец.

уменьшается размер необходимого прокола в брюшной полости пациента. Однако, при таком малом диаметре рабочего инструмента, нарушается условие его динамической устойчивости, и происходит возбуждение паразитных изгибных колебаний. При этом значительно (практически до нулевого значения) снижается амплитуда колебаний режущего окончания инструмента, возникает неприятный «звон» (паразитные изгибные колебания возбуждаются на частотах субгармоник, т.е. в слышимом диапазоне частот), нарушается согласование рабочего инструмента и колебательной системы, что вызывает их значительный нагрев.

Для борьбы с этим явлением можно использовать специальные демпфирующие силиконовые кольца, размещаемые на рабочем инструменте, рис. 5.

Демпфирующие кольца размещаются в местах минимума продольных колебаний рабочего инструмента, поэтому их наличие практически не сказывается на амплитуде колебаний рабочего окончания инструмента. При этом принудительно обеспечивается условие динамической устойчивости рабочего инструмента, т.к. он оказывается фактически плотно зажат во внешнем тубусе (поз. 3 на рис. 5). Таким образом, рабочие инструменты диаметром 3 мм, могут эксплуатироваться только с применением демпфирующих силиконовых колец, с обязательным использованием внешнего тубуса. Диаметр тубуса при этом не значительно превосходит диаметр рабочего инструмента. Так для рабочего инструмента диаметром 3 мм, минимально возможный внешний диаметр тубуса равен 4.5 мм.

Рабочие инструменты диаметром 6 мм, обеспечивают условие динамической устойчивости и, следовательно, могут эксплуатироваться как без тубусов – в случае открытого хирургического вмешательства, так и в тубусах при лапароскопических операциях.

На рис. 6 показаны возможные формы окончаний рабочих инструментов. Рабочие окончания группы а, предназначены для работы в составе ножниц. Окончание типа а.1 – для максимально быстрого разрезания тканей; типа а.2 – для разрезания и коагуляции тканей; типа а.3 – для интенсивной и надежной коагуляции при минимальном повреждении прилежащих структур. Изогнутое лезвие типа б – обоюдоострое, для легкого разреза тканей в обоих направлениях, выпуклая и вогнутая стороны обеспечивают коагуляцию тканей.

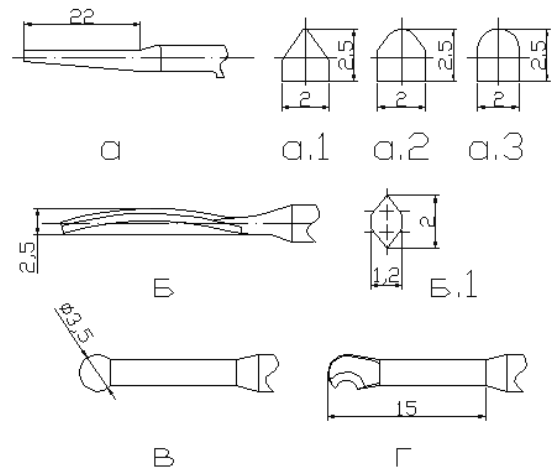


Рис. 6. – Формы окончаний рабочих инструментов.

Окончание рабочего инструмента в виде шара (тип в, на рис. 6) может применяться для создания кавитации в межтканевой и внутриклеточной жидкости с целью достижения гемостаза на диффузно-кровотокающих поверхностях. Окончание рабочего инструмента в виде острого крючка (тип г, на рис. 6) может применяться двумя способами: внутренняя сторона для быстрого разреза и разделения тканей, наружная и боковые стороны для коагулирования тканей.

Наличие двух различных основных диаметров рабочих инструментов совместно с большим числом окончаний вызывает заметные отличия в акустических свойствах инструментов. Это выражается в различии амплитуды колебаний для каждого рабочего инструмента при одном и том же выходном напряжении электронного генератора. В связи с этим, электронный генератор должен «знать» какой рабочий инструмент присоединен к колебательной системе в текущий момент времени. Понятно, что наиболее эффективно это осуществлять в автоматическом режиме, не отвлекая хирурга от его основной задачи. Все это накладывает определенные особенности на принцип построения и структуру электронного генератора для ультразвукового лапароскопического комплекса.

IV. ЭЛЕКТРОННЫЙ ГЕНЕРАТОР

Электронный генератор для лапароскопического аппарата, должен обеспечивать:

1. Возможность быстрого изменения амплитуды колебаний рабочего инструмента;
2. Возможность стабилизации амплитуды колебаний рабочего инструмента;
3. Возможность автоматической подстройки и удержания резонансной частоты ультразвуковой колебательной системы;
4. Возможность автоматического определения типа присоединенного рабочего инструмента.

Наиболее эффективная реализация перечисленных функций возможна при осуществлении микропроцессорного управления работой электронного генератора, т.е. путем переноса максимального числа выполняемых функций из аппаратной в программную область.

На рис. 7 показана структурная схема разработанного электронного генератора. На входе электронного генератора установлен активный корректор мощности 1, приводящий форму тока, потребляемую генератором от электрической сети к синусоидальной.

На выходе активного корректора мощности 1 присутствует постоянное напряжение которое поступает на высокочастотные преобразователь 2, построенный на MOSFET [6] транзисторах средней мощности, включенных по полумостовой схеме. Частота преобразования напряжения задается управляемым генератором 6.

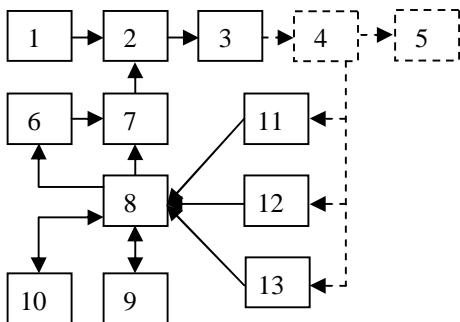


Рис. 7. – Структурная схема электронного генератора.

С выхода транзисторного инвертора 2 напряжение ультразвуковой частоты через согласующий LC фильтр 3 подается на электроды ультразвуковой колебательной системы. Ультразвуковая колебательная система преобразует электрическое напряжение в механически колебания рабочего инструмента 5. Регулировка выходной мощности генератора (а, следовательно, и амплитуды колебаний рабочего инструмента 5) осуществляется при помощи управляемого широтно-импульсного модулятора 7. Коэффициент пропорциональности между выходной мощностью генератора и амплитудой колебаний рабочего инструмента хранится в постоянной памяти устройства микропроцессорного управления 8 и является уникальным для каждого типа рабочего инструмента. Применение в качестве элемента, регулирующего выходную мощность генератора широтно-импульсного модулятора позволяет достичь максимальной скорости регулирования,

ограниченной, в конечном итоге, только инерционностью самой колебательной системы.

Элементы блок-схемы 11, 12, выделяют амплитудные значения тока (пропорционального амплитуде колебаний рабочего инструмента) и напряжения на пьезоэлементах ультразвуковой колебательной системы. Элемент 13 выделяет сигнал, частота которого соответствует текущей резонансной частоте ультразвуковой колебательной системы. При помощи этих элементов устройство микропроцессорного управления 8 работой электронного генератора получает необходимую и достаточную информацию для определения типа подключенного рабочего инструмента, установления и поддержания требуемой амплитуды ультразвуковых колебаний рабочего инструмента, автоматической подстройки выходной частоты генератора.

Определение типа подключенного рабочего инструмента производится следующим образом:

1. Устанавливается выходная мощность генератора в размере 5% от максимально возможного значения.
2. Производится последовательное сканирование частотного диапазона генератора, с получением амплитудно-частотной характеристики отклика колебательной системы, как показано на рис. 8.

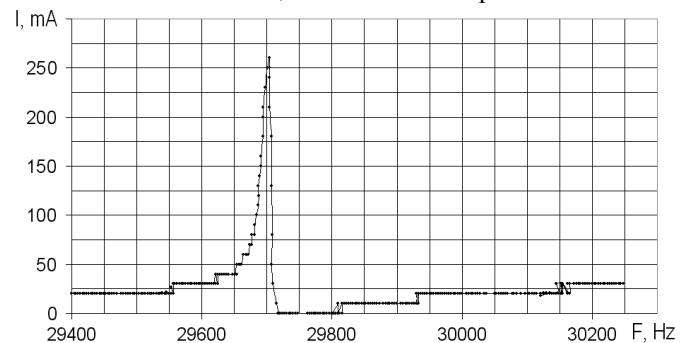


Рис. 8. – Амплитудно-частотная характеристика колебательной системы с рабочим инструментом.

3. На полученной амплитудно-частотной характеристике ищется максимум тока и соответствующее ему значение выходной частоты генератора.

4. Полученные значения сравниваются со значениями, хранящимися в постоянной памяти микропроцессора для каждого из возможных типов рабочих инструментов.

5. В случае совпадения полученных значений с одним из наборов хранящихся в памяти микропроцессора, инструмент считается определенным и из постоянной памяти микропроцессора выбирается соответствующий ему коэффициент пропорциональности между выходной мощностью генератора и амплитудой колебаний рабочего инструмента.

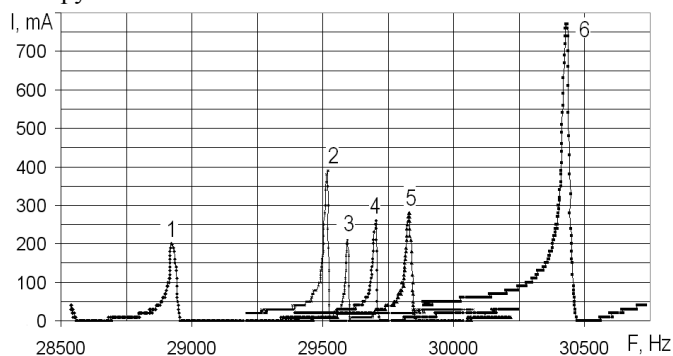
6. В противном случае, раздается предупреждающий звуковой сигнал и продолжение нормальной работы генератора не возможно. Это может произойти в случае:

- а) рабочий инструмент сломан, или в внутри него развивается скрытые дефекты (трещины) и он нуждается в немедленной замене;

б) рабочий инструмент сильно изношен, и нуждается в замене.

Таким образом, определение типа подключенного рабочего инструмента позволяет не только определять коэффициент пропорциональности между выходной мощностью электронного генератора и амплитудой колебаний инструмента, но и исключить возможность использования дефектных или изношенных рабочих инструментов.

Точность определения типа рабочего инструмента гарантируется уникальностью их амплитудно-частотных характеристик. Для примера на рис. 9 приведены амплитудно-частотные характеристики 6 рабочих инструментов.



1 – коагулятор с серповидным рабочим окончанием; 2 – коагулятор с шарообразным рабочим окончанием; 3, 4, 5 – ножницы с различными окончаниями; 6 – рабочий инструмент диаметром 6 мм (ножницы)

Рис. 9. – Амплитудно-частотные характеристики рабочих инструментов.

Дополнительно электронный генератор также содержит интерфейсный блок лицевой панели 10. При помощи этого блока можно оперативно изменять амплитуду колебаний рабочего инструмента, время ультразвукового воздействия и д.р. Так же имеется возможность подключения ножных педалей дублирующих функции управления электронным генератором.

При помощи блока 9 осуществляется программирование работы электронного генератора (задание рабочего частотного диапазона, переназначение функциональных клавиш на передней панели и педали, занесении в память микропроцессорного управляющего устройства 8 информации о рабочих инструментах). Программирование работы электронного генератора может осуществляться как при помощи персонального компьютера посредством интерфейса RS-232, как и при помощи выносного пульта подключаемого к разъему на задней панели генератора.

Внешний вид разработанного оборудования показан на рис. 10.



Рис. 10. Фото комплекса для ультразвуковой лапароскопии.

В таблице 1 приведены технические характеристики созданного ультразвукового комплекса для лапароскопической хирургии.

ТАБЛИЦА 1.
ТЕХНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ

Питание от сети переменного тока напряжением, В	220±22
Частота механических колебаний, кГц	27±3,3
Максимальная потребляемая мощность, ВА, не более	100
Количество уровней установки амплитуды от номинальной мощности	5
Габаритные размеры электронного блока, мм	300x260x130
Габаритные размеры колебательной системы (без рабочего инструмента), мм	Ø30x130
Вес колебательной системы, кг	0,5
Амплитуда колебаний на торцевой поверхности рабочего инструмента при максимальной мощности, мкм, не менее	150

ЛИТЕРАТУРА

- [1] “Пьезокерамические преобразователи. Методы измерения и расчета параметров. Справочник” Под ред. С.И. Пугачева. – Л.: Судостроение, 1984. – 226с.
- [2] Патент США № 6.669.690 «Ultrasound treatment system».
- [3] Цыганок, С.Н. Исследование и совершенствование пьезоэлектрических ультразвуковых колебательных систем для интенсификации процессов химических технологий: дис. канд. тех. наук.: 05.17.08: защищена 28.10.05 / С.Н. Цыганок. – Бийск, 2005. – 125 с.
- [4] Патент № 2141386 «Ультразвуковая колебательная система».
- [5] V. N. Khmelev, R.V. Barsukov, S.N. Tsyganok, A.N. Lebedev “Designing and Efficiency Analysis of Half-Wave Piezoelectric Ultrasonic Oscillatory Systems” International Siberian Workshop and Tutorials on Electron Devices and Materials Proceeding EDM2005: Workshop Proceedings. - Novosibirsk: NSTU, 2005, pp. 82-85.
- [6] “ShortForm Catalog 1999-2000, International Rectifier” «Радио Софт», Москва, 2000.