

**МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ В УЛЬТРАЗВУКОВОМ ПОЛЕ ПРИ  
ЛИПОСАКЦИИ**

В.Н. Хмелев (к.т.н.), Р. В. Барсуков, А.В. Шалунов  
Бийский технологический институт (филиал) АлтГТУ  
[vnh@u-sonic.ru](mailto:vnh@u-sonic.ru), [roman@u-sonic.ru](mailto:roman@u-sonic.ru), [andrey@u-sonic.ru](mailto:andrey@u-sonic.ru)

**Аннотация.** В представленной статье анализируется проблема неэффективности УЗ воздействия при проведении операций липосакции имеющимися в настоящее время УЗ аппаратами. Предлагается и практически реализуется способ управления процессом ультразвуковой липосакции, основанный на анализе состояния непрерывно изменяющейся обрабатываемой среды за счет контроля электрических параметров ультразвуковых колебательных систем.

Уже более 40 лет пластическая хирургия использует метод липосакции (удаление жировых отложений) через проколы в коже. Методом липосакции выполняется более половины всех пластических операций, проводимых пластическими хирургами в мире.

Вместе с тем, метод липосакции постоянно совершенствуется, и кульминацией его развития стало применение для удаления подкожно-жировой клетчатки ультразвуковых колебаний высокой интенсивности [1]. Применение ультразвуковых колебаний высокой интенсивности для липосакции стало возможным благодаря эффекту ультразвуковой кавитации, обеспечивающему очень эффективное эмульгирование (растворение) жира в физиологическом растворе (растворе Кляйна). Одновременно с интенсификацией процесса липосакции, применение ультразвуковых колебаний обеспечило избирательное эмульгирование жировой ткани, без травмирования окружающих сосудов и нервов, активное послеоперационное сокращение кожи пациента за счет стимулирующего воздействия ультразвука. При этом были сведены к минимуму послеоперационные осложнения. Эти преимущества сделали ультразвуковую липосакцию доступной и безопасной операцией.

Комплекс оборудования для проведения ультразвуковой липосакции включает в себя генератор ультразвуковых колебаний и ультразвуковую колебательную систему со сменными рабочими инструментами различной длины и различного функционального назначения.

Ультразвуковая колебательная система представляет собой пьезоэлектрический преобразователь с концентратором ультразвуковых колебаний, к торцевой поверхности которого посредством резьбового соединения подключается сменный рабочий инструмент длиной до 350 мм.

Сменный рабочий инструмент выполняется в виде стержня переменного сечения, внутри которого выполнен канал для отсоса получаемой жировой эмульсии. В процессе проведения липосакции сменный рабочий инструмент вводится в тело пациента (под кожу) и обеспечивает передачу ультразвуковых колебаний от пьезоэлектрического преобразователя к излучающей поверхности рабочего инструмента и затем, в обрабатываемую среду.

Следствием обширной зоны применения ультразвуковой липосакции, являются следующие трудности при проектировании комплекса оборудования для ультразвуковой липосакции:

- необходимость обеспечения ультразвукового воздействия с необходимой и достаточной интенсивностью колебаний (т.е. интенсивностью, при которой в жировой эмульсии реализуется режим «развитой кавитации») при использовании различных рабочих инструментов, а так же, при различных изменениях плотности и упругости

жировой ткани (т.е. при проведении операции на различных участках тела пациента, для каждого из которых существует своя отличная от других интенсивность ультразвукового воздействия, при которой «реализуется» режим «развитой кавитации»)

- необходимость обеспечения «чувствительности» рабочего инструмента к контакту с костной и мышечной тканью пациента для снижения, в момент касания, мощности ультразвукового излучения с целью избежания травмирования (ожога) указанных тканей УЗ колебаниями высокой интенсивности.

В используемом до настоящего времени оборудовании необходимая интенсивность ультразвукового воздействия задается хирургом на основании личного опыта, в виде амплитуды колебаний излучающей поверхности рабочего инструмента (по току, протекающему через колебательную систему). Такой подход является весьма субъективным. При этом отсутствует возможность оперативного изменения мощности ультразвукового воздействия, в зависимости от локальных изменений свойств жировой ткани пациента и условий проведения операции.

Локальными изменениями свойств жировой ткани принято считать - изменения плотности жировой эмульсии в процессе увеличения в ней массовой доли растворенного (эмульгируемого) жира, - наличие локализованных «включений» в жировой ткани, отличающихся по плотности и упругости от основной ткани (т.е. характеризующихся отличными от жировой эмульсии акустическими характеристиками), изменение плотности среды в локализованном объеме вокруг окончания рабочего инструмента при возникновении и развитии в среде режима развитой кавитации.

Изменениями условий проведения операции принято считать - изменяющееся усилие, прикладываемое хирургом к колебательной системе в процессе перемещения сменного рабочего инструмента в жировой ткани пациента, обуславливающее различную степень акустического контакта и демпфирования, соприкосновение с костной или мышечной тканью пациента.

Все рассмотренные особенности операций ультразвуковой липосакции обуславливают необходимость оперативного, автоматического управления процессом ультразвуковой липосакции (изменения амплитуды ультразвуковых колебаний) при изменениях акустических свойств среды, жировой ткани и получаемой эмульсии.

Для решения проблемы автоматического управления необходимо проанализировать процессы, происходящие в среде и ультразвуковом аппарате при различных режимах ультразвукового воздействия и выбрать параметр обрабатываемой среды, характеризующийся максимальной корреляцией со степенью эффективности кавитации в обрабатываемой среде. Очевидно, что такой параметр должен соответствовать максимальной эффективности ультразвукового воздействия. Известно, что эффективность кавитации прямо пропорциональна степени развитости кавитации, которая в свою очередь однозначно определяется индексом кавитации. Индексом кавитации называется отношение [2]:

$$K = \frac{\Delta V}{V}, \quad (1)$$

где,  $V$  – объем в кавитационной области,

$\Delta V$  - суммарный объем всех находящихся внутри объема  $V$  кавитационных пузырьков в фазе их наибольшего расширения.

Величина  $K$  лежит в пределах  $0 \leq K \leq 1$ . Так как размеры отдельных пузырьков и их скоплений оказываются существенно меньше объема кавитационной области, то возможно рассматривать исходную среду вместе с имеющимися в ней парогазовыми включениями, как некую новую среду с эквивалентными акустическими

характеристиками, отличными от акустических характеристик среды при отсутствии кавитации (исходной среды).

Одной из основных акустических характеристик среды является ее волновое сопротивление [3]. Волновое сопротивление рассматриваемой среды по определению соответствует:

$$R = r \cdot c \quad (2)$$

где  $r$  – плотность среды;

$c$  – скорость распространения ультразвуковых колебаний в среде.

Из определения следует, что волновое сопротивление среды будет уменьшаться с увеличением степени развитости кавитации. Результаты экспериментов представлены на рисунке 1.

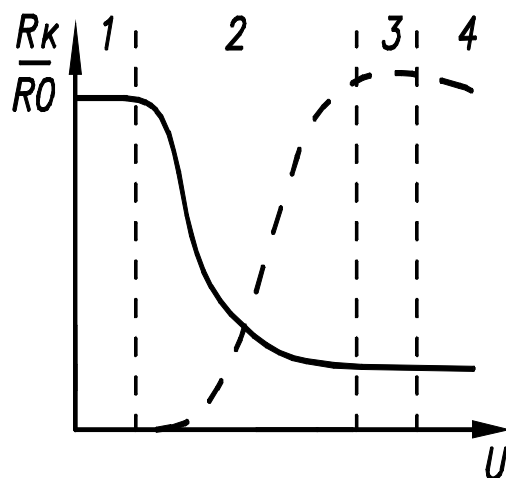


Рисунок 1 - Зависимость волнового сопротивления жировой эмульсии (1) и индекса кавитации (2) от напряжения питания электроакустического преобразователя.

Из кривых, представленных на рисунке 1 следует, что при увеличении напряжения питания электроакустического преобразователя, индекс кавитации увеличивается, а волновое сопротивление резко уменьшается и при достижении индексом кавитации значений, близких к единице, приближается к значению волнового сопротивления воздуха. При дальнейшем увеличении напряжения питания электроакустического преобразователя происходило уменьшение индекса кавитации, а значение волнового сопротивления оставалось на прежнем уровне. При этом зависимость волнового сопротивления от индекса кавитации имеет не экстремальный характер. На основании этого, график зависимости волнового сопротивления жидкости от напряжения питания электроакустического преобразователя можно условно разделить на четыре участка, соответствующих возможным состояниям среды при проведении операции липосакции. (показаны на рисунке 1)

Участок 1 соответствует малым мощностям ультразвукового воздействия и отсутствию в жидкости явления кавитации. На этом участке волновое сопротивление жидкости остается постоянным и соответствует волновому сопротивлению жидкости без наличия кавитационных пузырьков.

Участок 2 соответствует зарождению и развитию кавитации в жидкости. При этом происходит образование парогазовых пузырьков вокруг излучающей поверхности рабочего инструмента (создание кавитационной области), падение плотности обрабатываемой жидкости, уменьшение скорости звука и, как следствие, достаточно резкое уменьшение волнового сопротивления среды.

Участок 3 соответствует режиму установившейся, развитой кавитации. При этом волновое сопротивление жидкости остается практически постоянным, а вокруг излучающей поверхности рабочего инструмента формируется стационарное кавитационное облако, число парогазовых пузырьков в котором близко к максимально возможному. Реализация такого режима является условием наиболее эффективного протекания процесса эмульгирования и, следовательно, ультразвуковой липосакции.

Участок 4 соответствует режиму чрезмерно развитой кавитации. При этом парогазовые пузырьки в кавитационном облаке за счет объединения увеличиваются в размерах и перестают захлопываться, происходит их пульсация с частотой ниже частоты ультразвука, на частоте субгармоник. В этом случае эффективность процесса эмульгирования значительно снижается, а потребление мощности аппарата от электрической сети возрастает.

Из вышеизложенного следует что, для поддержания в жидкости режима развитой кавитации необходимо обеспечивать такое ультразвуковое воздействие, при котором величина волнового сопротивления среды соответствует значениям в границах третьего участка. Так как зависимость волнового сопротивления жидкости от индекса кавитации не имеет экстремального характера, то для определения момента достижения максимального значения индексом кавитации, предложено использовать критерий прекращения уменьшения значения волнового сопротивления при увеличении напряжения питания электроакустического преобразователя. Практически это может быть реализовано путем измерения значения волнового сопротивления, и сравнения его с предыдущим значением. Сравнение производится с некоторой заданной точностью. На основании проведенных опытов [4] было установлено, что удовлетворительные результаты получаются при установлении точности сравнения в пределах 5% от текущего, измеренного значения волнового сопротивления.

В результате проведения исследований было установлено, что в процессе проведения операции липосакции возможны три типа причин вызывающих отклонение от установившегося режима ультразвукового воздействия. Это: изменение вида жировой ткани, изменение концентрации жира в образующейся эмульсии и демпфирование излучающей поверхности окончания рабочего инструмента.

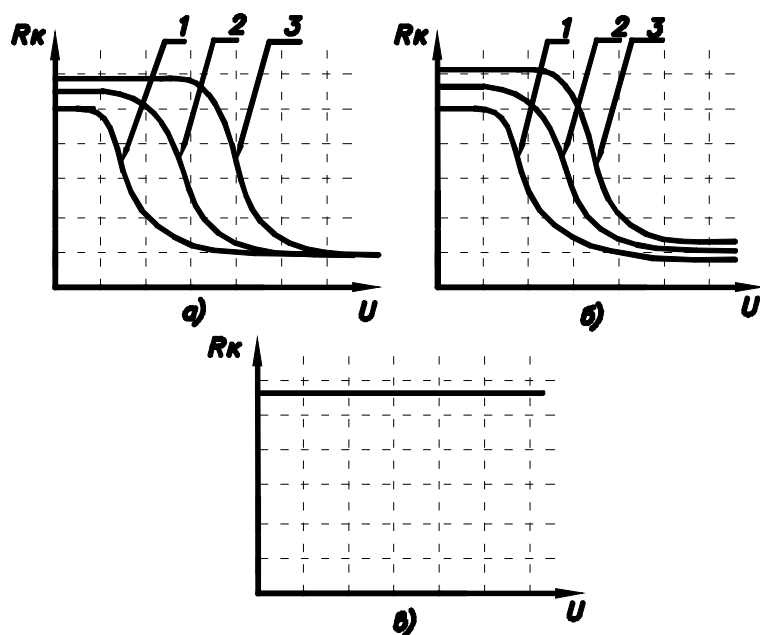


Рисунок 2 – Типичные зависимости волнового сопротивления жировой эмульсии от напряжения питания колебательной системы, реализующиеся при проведении ультразвуковой липосакции

Первые два типа отклонений от установившегося режима ультразвукового воздействия имеют одну физическую природу и обусловлены изменениями акустических свойств озвучиваемой среды. Поэтому причины, вызывающие эти отклонения, можно рассматривать совместно.

На рисунке 2а представлены зависимости волнового сопротивления обрабатываемой среды от напряжения питания электроакустического преобразователя, для трех различных видов жировой ткани, а равно и для трех жировых эмульсий с различной концентрацией жира. Все три кривые асимптотически приближаются к одному значению, но при различных значениях напряжения питания электроакустического преобразователя. Это значение соответствует волновому сопротивлению газовой среды (воздуха). Такой характер зависимостей объясняется тем, что при значении индекса кавитации, близком к единице, вокруг излучающей поверхности рабочего инструмента образуется плотное облако кавитационных пузырьков, которое практически полностью вытесняет окружающую жидкую среду. При этом «оставшаяся» среда оказывает не значительное влияние на значение волнового сопротивления.

Как и следовало ожидать, полученные кривые зависимостей сдвинуты по оси абсцисс. Это объясняется тем, что для каждой среды существует определенная мощность ультразвукового воздействия, при которой достигается максимальная эффективность кавитационного воздействия и, следовательно, значение напряжения, при котором значение волнового сопротивления среды выходит на пологий участок. Этот факт подтверждает возможность применения предложенного критерия для определения оптимальной мощности ультразвукового воздействия для каждой конкретной среды.

Случаи частичного демпфирования колебательной системы, жировой тканью пациента иллюстрируются зависимостями, представленными на рисунке 2б. Кривые 1, 2, 3 показывают зависимости волнового сопротивления среды от напряжения питания электроакустического преобразователя, для различных сил прижима излучающей поверхности рабочего инструмента к жировой ткани пациента. При этом, сила

прижима для среды, характеризуемой зависимостью 3 больше силы прижима для среды, характеризуемой зависимостью 2 и больше силы прижима для среды, характеризуемой зависимостью 1. При этом, волновое сопротивление среды 3 больше волнового сопротивления среды 2, которое больше волнового сопротивления среды 1.

Из анализа вида кривых следует, что смещение зависимостей волнового сопротивления среды от напряжения питания электроакустического преобразователя по оси абсцисс (напряжений) определяется силой прижима колебательной системы к жировой ткани.

Смещение по оси ординат (величина волнового сопротивления) определяется значением волнового сопротивления среды, о которую осуществляется демпфирование, и которое определяется как некоторая «добавка» к волновому сопротивлению кавитирующей эмульсии. Величина этой добавки, зависит от площади прижима.

В случае полного демпфирования излучающей поверхности рабочего окончания колебательной системы средой, величина «добавки» к волновому сопротивлению кавитирующей эмульсии, будет значительна. При этом в среде не будет развиваться кавитации и, следовательно, не будет происходить уменьшение волнового сопротивления среды. Этот случай иллюстрируется зависимостью представленной на рисунке 2в, где  $R_0$  – собственное акустическое сопротивление среды (ткани пациента), которая осуществляет демпфирование. Представленная зависимость значительно отличается от рассмотренных ранее. Поэтому случай полного демпфирования излучающей поверхности рабочего окончания колебательной системы, который в ходе проведения операции может привести к травмированию пациента, легко обнаружить. Экспериментальные исследования позволили установить, что зависимости, подобные показанной на рисунке 3в получаются при демпфировании более 2/3 от площади излучающей поверхности рабочего окончания колебательной системы.

Для практической реализации предложенного способа установления и поддержания режима развитой кавитации в жидкой среде (управления процессом липосакции) необходим простой и надежный способ измерения волнового сопротивления жидкости. Существующие способы измерения волнового сопротивления жидкости основаны на использовании внешних гидроакустических датчиков. Но их применение усложняет конструкцию, а в случае проведения операций липосакции, технически нереализуемо. Кроме того, датчики в той или иной степени вносят изменения в протекающий технологический процесс и искажают картину регистрируемого процесса.

Для измерения волнового сопротивления обрабатываемой среды, при реализации предложенного способа управления процессом липосакции используется измерение электрических параметров ультразвуковой колебательной системы, используемой для создания акустического поля в технологической среде. Таким образом, сама рабочая УЗКС выступает в качестве датчика параметров технологической среды.

Для пояснения процесса измерения волнового сопротивления жидкости в предложенном способе управления процессом ультразвуковой липосакции проанализируем физическую эквивалентную схему ультразвуковой колебательной системы на основе пьезоэлектрических элементов [5], показанную на рисунке 3а.

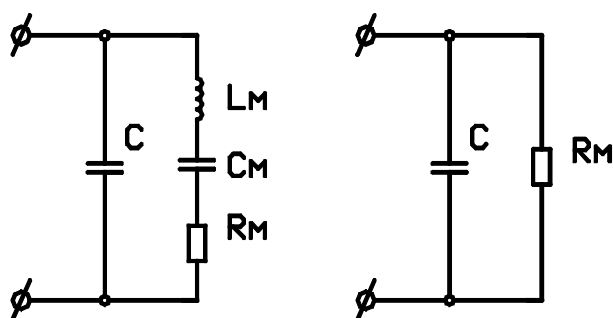


Рисунок 3 - Эквивалентная схема ультразвуковой колебательной системы на основе пьезоэлектрического преобразователя

Ветвь, содержащая последовательно установленные катушку индуктивности  $L_m$ , конденсатор с электрической емкостью  $C_m$ , и резистор с номинальным сопротивлением  $R_m$ , является физической эквивалентной схемой механической колебательной системы. Элементы  $L_m$  и  $C_m$  имитируют массу и упругость материала колебательной системы, соответственно. Элемент (резистор) с номинальным сопротивлением  $R_m$  характеризует потери энергии в материале колебательной системы и сопротивление (импеданс) излучению УЗ колебаний в обрабатываемую среду. Сопротивление  $R_m$  пропорционально волновому сопротивлению среды с коэффициентом пропорциональности  $M$ . Коэффициент пропорциональности  $M$  зависит от конструкции колебательной системы (коэффициента усиления) и площади излучающей поверхности. Элемент конденсатора  $C$  соответствует собственной электрической емкости пьезокерамических элементов, входящих в состав пьезопреобразователя.

Эффективное ультразвуковое воздействие может быть обеспечено только при соответствии рабочей частоты генератора собственной механической частоте колебательной системы. На резонансной частоте колебательной системы, т.е. на собственной частоте колебательного контура, состоящего из элементов  $L_m$  и  $C_m$ , их реактивное сопротивление уменьшается до нуля. Для исключения влияния мнимой части волнового сопротивления среды необходимо наличие системы автоматической подстройки частоты, обеспечивающей постоянную работу системы на частоте механического резонанса. Такие системы имеются в современных ультразвуковых аппаратах (в т.ч. и в аппаратах для ультразвуковой липосакции) [6]. Следовательно, эквивалентная схема колебательной системы может быть представлена в виде, показанном рисунке 3б.

Из рисунка 3б следует, что на частоте механического резонанса ультразвуковой колебательной системы возможно контролировать только действительную часть волнового сопротивления. Для этого необходимо измерять ток, протекающий через сопротивление излучению колебательной системы  $R_m$ , и регистрировать падение напряжения на нем. Так как в рассматриваемом случае необходимо контролировать зависимость изменения волнового сопротивления среды от напряжения питания колебательной системы, а не измерять его точное численное значение, то нет

необходимости в определении коэффициента пропорциональности  $M$  для установления точного соотношения между сопротивлением излучению и волновым сопротивлением среды.

При этом отпадает необходимость в установлении отдельных калибровочных зависимостей амплитуды механических колебаний рабочего инструмента колебательной системы с пьезоэлектрическим преобразователем от амплитуды тока, протекающего через пьезопреобразователь. Исключается влияние разброса характеристик однотипных инструментов, изготовленных на различном оборудовании, по различным технологиям. Кроме того, исключается влияние на эффективность проведения операции липосакции износа рабочего инструмента, выражающегося в увеличении или уменьшении площади поверхности излучения. Это объясняется тем, что увеличение площади поверхности излучения ведет лишь к изменению коэффициента пропорциональности  $M$  в соответствии сопротивлению  $R_m$  – волновому сопротивлению среды, который в свою очередь не влияет на определение оптимального ультразвукового воздействия.

Для измерения выбранного параметра - волнового сопротивления среды, было предложено и разработано специальное устройство включающее в себя дифференциальный усилитель, обеспечивающий выделение сигнала, АЧХ которого соответствует АЧХ тока в механической ветви ( $L_m$ ,  $C_m$ ,  $R_m$ ) и трансформатор напряжения при помощи которого измеряется напряжение на колебательной системе.

В результате проделанной работы получены теоретические и экспериментальные результаты, позволяющие оптимизировать работу аппарата для пластической хирургии, с точки зрения обеспечения максимальной эффективности ультразвукового воздействия на различных этапах проведения операции (максимальная производительность), при минимальном нагреве преобразователя и сменных инструментов.

В настоящее время предложенный способ управления процессом ультразвуковой липосакции, реализован в разработанном опытном образце аппарата для ультразвуковой липосакции представленном на рисунке 5.



Рисунок 5 – Аппарат для ультразвуковой липосакции

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Technische Weiterentwicklung und klinische Evaluierung. Michele L., Zocchi, MD, PhD, CLINICS IN PLASTIC SURGERY JAHRGANG 23, NUMMER 4, OKTOBER 1996.
2. Мощные ультразвуковые поля. / Под ред. Л. Д. Розенберга - М., Наука, 1968.
3. Агранат Б.А., Башкиров В.И., Китайгородский Ю.И., Хавский Н.Н. Ультразвуковая технология. М., 1974.
4. Khmelev V.N., Shalunov A.V., Barsukov R.V., Slivin A.N., Tsyganok S.N., Levin S.V., Demidova T.A. "Automation of Advanced Cavitation Mode Obtaining Process in Liquid Mediums", Siberian Russian Workshops and Tutorials on Electron Devices and Materials EDM'2003: Workshop Proceedings. - Novosibirsk: NSTU, 2003. - p. 222-226
5. Теумин И.И. Ультразвуковые колебательные системы. – М., ГНТИ машиностроительной литературы, 1959.
6. Khmelev V.N., Barsukov R.V., Tsyganok S.N., Shalunov A.V., Chipurin E.V. "Method of Ultrasonic Liposuction Process Control", Siberian Russian Workshops and Tutorials on Electron Devices and Materials EDM'2003: Workshop Proceedings. - Novosibirsk: NSTU, 2003. - p. 185-190.