

Способ управления процессом ультразвуковой липосакции.

Хмелев В.Н., Барсуков Р.В., Цыганок С.Н., Шалунов А.В.
Бийский Технологический Институт, Бийск, Алтай, Россия.

Аннотация. Статья посвящена решению проблем управления процессом ультразвуковой липосакции. Раскрыты достоинства и недостатки существующего способа управления процессом УЗ липосакции. Представлен новый способ управления процессом УЗ липосакции, реализация которого позволила 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.

1. ВВЕДЕНИЕ

Ультразвук прочно занимает лидирующие позиции в медицине и широко применяется для диагностики, терапии, хирургии в частности для проведения пластических хирургических операций (липосакции).

Применение ультразвуковых колебаний высокой интенсивности для липосакции стало возможным благодаря эффекту ультразвуковой кавитации, обеспечивающему очень эффективное эмульгирование жира в физиологическом растворе. Одновременно с интенсификацией процесса липосакции, применение ультразвуковых колебаний обеспечило избирательное эмульгирование жировой ткани без травмы окружающих сосудов и нервов, активное послеоперационное сокращение кожи пациента за счет стимулирующего воздействия ультразвука, позволило свести к минимуму послеоперационные осложнения и сделало 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.

Основными требованиями, предъявляемыми к ультразвуковым аппаратам для липосакции, являются:

- необходимость обеспечения работы электронного генератора на механической резонансной частоте ультразвуковой колебательной системы с различными рабочими инструментами при всех возможных изменениях параметров колебательной системы и обрабатываемой среды;

- возможность контроля, изменения и стабилизации амплитуды колебаний излучающей поверхности рабочего инструмента.

2. ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ НЕОБХОДИМОСТИ УПРАВЛЕНИЯ ПРОЦЕССОМ УЗ ЛИПОСАКЦИИ.

Необходимость управления процессом ультразвуковой липосакции объясняется следующими причинами.

1. Работа электронного ультразвукового генератора на резонансной частоте ультразвуковой колебательной системы позволяет повысить КПД установки в целом, ускорить процесс эмульгирования жировых тканей, снизить степень нагрева инструмента в процессе его работы, и таким образом уменьшить вероятность ожога пациента.

Однако в процессе ультразвукового воздействия на ткани пациента происходит изменение собственной резонансной частоты ультразвуковой колебательной системы, вызванное следующими причинами:

- изменением акустического импеданса зоны ультразвуковой обработки, вызванного воздействием ультразвукового поля;

- изменяющейся величиной усилий сопротивления, оказываемых тканями пациента на излучающую поверхность рабочего инструмента в процессе его перемещения хирургом;

- разогревом рабочего инструмента в процессе работы вследствие механического трения в материале, из которого изготовлены преобразователь и инструменты.

Чувствительность резонансной частоты колебательной системы с различными рабочими инструментами к выше перечисленным факторам усугубляется остротой пиков амплитудно-частотных характеристик колебательных систем (высокой добротностью). При изменении резонансной частоты колебательной системы происходит резкое снижение амплитуды механических колебаний излучающей поверхности рабочего окончания инструмента, что снижает степень деструкции жировых тканей пациента.

2. Амплитуда колебаний излучающей поверхности рабочего инструмента является определяющим параметром аппаратов, предназначенных для проведения операций ультразвуковой липосакции. Обусловлено это тем, что при малых амплитудах не происходит эмульгирования жировых тканей, а при чрезмерных амплитудах возможен ожог или повреждение внутренних органов пациента.

Следовательно, необходимо непрерывно контролировать амплитуду механических колебаний излучающей поверхности рабочего инструмента и стабилизировать ее на уровне, задаваемым хирургом на текущей стадии операции. Стабилизация амплитуды колебаний необходима потому, что в процессе проведения операции она может также изменяться, и это изменение обусловлено:

- изменением акустического волнового сопротивления зоны ультразвуковой обработки, вызванного воздействием ультразвукового поля;

- изменяющейся величиной сопротивления, оказываемого тканями пациента на излучающую поверхность рабочего инструмента в процессе его перемещения хирургом (изменением добротности колебательной системы);

- рассогласованием рабочих частот электронного генератора и резонансной частоты ультразвуковой колебательной системы.

Из вышесказанного следует, что существует множество факторов, влияющих на протекание процесса липосакции, и, следовательно, возникает необходимость активного управления процессом ультразвуковой липосакции.

3. АНАЛИЗ СПОСОБА УПРАВЛЕНИЯ ПРОЦЕССОМ УЗ ЛИПОСАКЦИИ.

В используемом на практике оборудовании, наибольшее распространение получил способ управления процессом ультразвуковой липосакции, при котором осуществляют непрерывный контроль амплитуды колебаний излучающей поверхности рабочего инструмента и собственной резонансной частоты ультразвуковой колебательной системы с различными рабочими инструментами при изменяющейся в процессе проведения липосакции акустической нагрузке.

При этом управление амплитудой колебаний излучающей поверхности рабочего инструмента осуществляют путем изменения напряжения прикладываемого к колебательной системе. В качестве параметра (критерия), несущего информацию об амплитуде механических колебаний излучающей поверхности рабочего инструмента, использована амплитуда электрического тока, протекающего через пьезоэлектрический преобразователь колебательной системы. Поэтому, стабилизация амплитуды колебаний рабочего инструмента также осуществляется за счет стабилизации амплитуды электрического тока, протекающего через пьезопреобразователь колебательной системы.

Для изменения, в соответствии с изменениями собственной резонансной частоты колебательной системы, частоты электрического напряжения, вырабатываемого электронным генератором для питания преобразователя колебательной системы, используется автоматическая подстройки частоты (АПЧ). В качестве параметра (критерия) настройки электронного генератора на резонансную частоту колебательной системы использовано равенство нулю фазы между напряжением

на пьезопреобразователе и электрическим током, протекающим через пьезопреобразователь.

Рассмотренный способ управления процессом ультразвуковой липосакции [3] позволяет осуществлять управление процессом ультразвуковой липосакции, однако он имеет следующие недостатки:

1. При использовании такого способа управления реализуются рабочие режимы, при которых частота электронного генератора и резонансная частота колебательной системы не совпадают, что приводит к снижению амплитуды механических колебаний излучающей поверхности рабочего инструмента, необходимости повышения ее системами стабилизации амплитуды, что, как следствие, ведет к чрезмерному разогреву рабочего инструмента.

Выявленный в ходе экспериментальных исследований недостаток обусловлен используемым в нем критерием перестройки частоты электронного генератора в соответствии с изменениями собственной частоты колебательной системы. Физический смысл недостатка заключается в том, что фазочастотная характеристика тока, протекающего через пьезопреобразователь, не совпадает с фазочастотной характеристикой колебательной скорости (амплитуды) излучающей поверхности рабочего инструмента.

Это подтверждается следующим. Функционирование ультразвуковой колебательной системы, представляющей собой пьезоэлектрический преобразователь с присоединенным к нему рабочим инструментом, может быть представлено эквивалентной электрической схемой [11], показанной на рисунке 1.

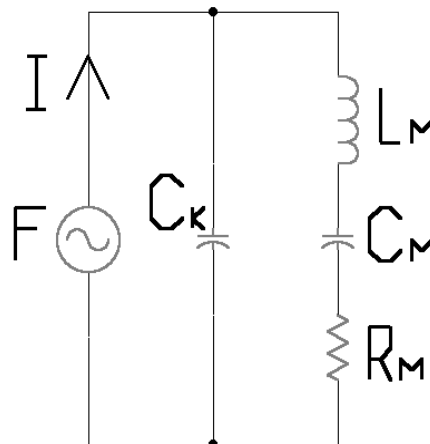


Рис. Эквивалентная электрическая схема ультразвуковой колебательной системы.

Ветвь, содержащая последовательно установленные катушку с индуктивностью L_m , конденсатор с электрической емкостью C_m , и резистор с номинальным сопротивлением R_m , является эквивалентной электрической схемой механической колебательной системы. Элементы L_m и C_m имитируют массу и упругость материала колебательной системы соответственно. Элемент R_m определяет потери энергии в

материале колебательной системы и сопротивление (импеданс) излучению УЗ колебаний в обрабатываемую среду. Элемент C_k соответствует собственной электрической емкости пьезокерамических элементов, входящих в состав преобразователя. Фазочастотная (ФЧХ) характеристика тока, протекающего через элементы L_m, C_m, R_m , соответствует фазочастотной характеристике колебательной скорости (амплитуде) излучающей поверхности рабочего инструмента, которая представлена на рисунке 2.

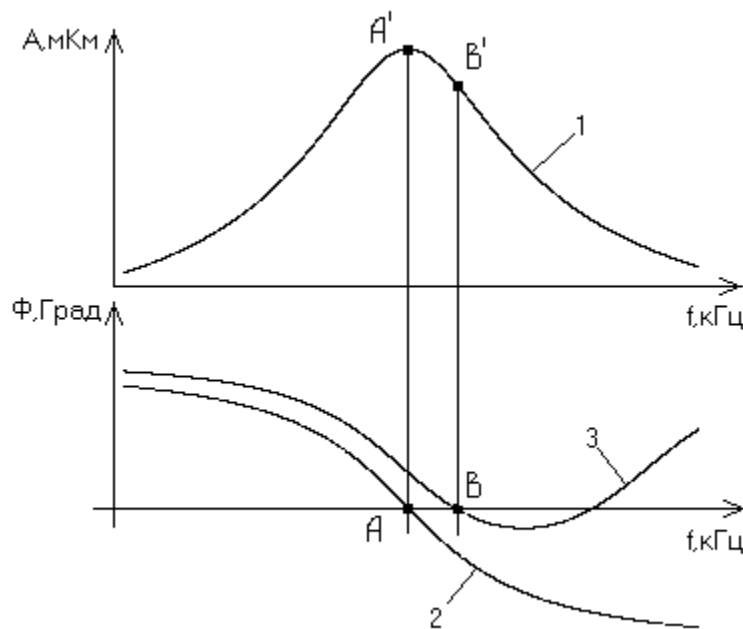


Рис. 2 Амплитудно-частотные и фазочастотные характеристики ультразвуковой колебательной системы:

- 1- амплитудно-частотная характеристика излучающей поверхности рабочего инструмента;
- 2- фазочастотная характеристика тока, протекающего через цепь, образованную элементами L_m, C_m, R_m ;
- 3- фазочастотная характеристика тока, протекающего через пьезоэлементы преобразователя (ток через пьезопреобразователь складывается из токов, протекающих через ветвь L_m, C_m, R_m и через конденсатор C_k).

Из графика зависимостей амплитуды и фазы от частоты, представленного рисунке 2 следует, что система АПЧ, при реализации способа устанавливает режим работы, соответствующий точке В (соответствие тока, протекающего через преобразователь на ФЧХ нулю), обеспечивая амплитуду механических колебаний, соответствующую точке В' на АЧХ преобразователя. Точка В' не соответствует собственной резонансной частоте колебательной системы.

Кроме того, сдвиг ФЧХ тока, протекающего через преобразователь, не является величиной постоянной, и зависит от изменения электрической емкости пьезокерамических элементов в результате изменения их температуры в процессе работы и от величины акустической нагрузки R_m , которая неизбежно изменяется в процессе ультразвукового воздействия. Это

отображается ФЧХ тока, протекающего через преобразователь и ФЧХ тока, протекающего через ветвь L_m, C_m, R_m от изменения электрической емкости C_k и акустической нагрузки R_m на рисунке 3.

Недостаток используемого в настоящее время способа контроля и управления амплитудой колебаний излучающей поверхности рабочего инструмента, объясняется тем, что контроль амплитуды осуществляется путем ее косвенной оценки по амплитуде тока, протекающего через пьезоэлектрические элементы

преобразователя. Однако, из приведенной схемы электромеханических аналогий (рисунок 1) следует, что амплитуда механических колебаний прямо пропорциональна величине тока, протекающего через ветвь, образованную последовательно подключенными L_m, C_m, R_m [11], а так же следует, что ток текущий через преобразователь складывается из токов, протекающих через электрическую емкость элемента C_k и через элементы ветви, образованной L_m, C_m, R_m . Следовательно, электрическая емкость пьезокерамических элементов оказывает влияние на точность оценки амплитуды механических колебаний. Кроме того, из за изменения температуры пьезокерамических элементов, изменяется их электрическая емкость, что вносит дополнительную погрешность при оценке амплитуды механических колебаний.

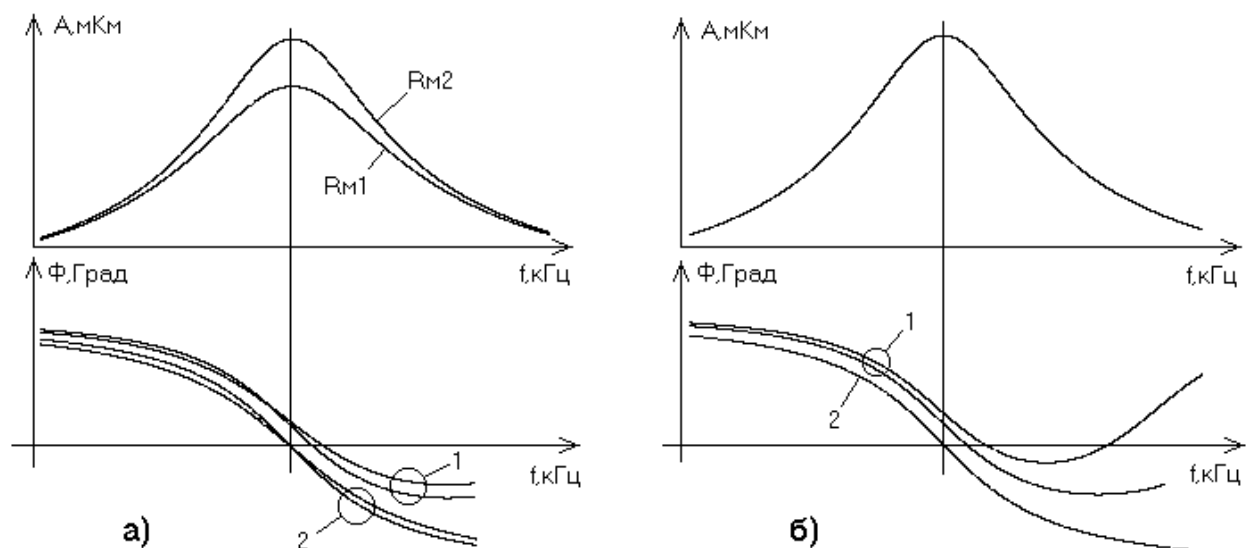


Рис. 3 Амплитудно- и фазочастотные характеристики колебательной системы при различных S_k и R_m :

- а) 1 – фазочастотные характеристики тока, протекающего через преобразователь (ток через преобразователь складывается из тока, протекающего через ветвь L_m , C_m , R_m и через емкость S_k) при различных значениях элемента R_m , равных R_{m1} и R_{m2} ;**
2 - фазочастотные характеристики тока, протекающего через элементы L_m , C_m , R_m при различных значениях элемента R_m , равных R_{m1} и R_{m2} .
- б) 1 – фазочастотные характеристики тока, протекающего через преобразователь (ток через преобразователь складывается из токов, протекающих через ветвь L_m , C_m , R_m и через емкость S_k) при различных значениях элемента S_k равных, S_{k1} и S_{k2} .**
2 - фазочастотная характеристика тока, протекающего через элементы L_m , C_m , R_m при различных значениях электрической емкости элемента S_k , равных S_{k1} и S_{k2} .

Прямо пропорциональная зависимость тока, протекающего через колебательную систему от колебательной скорости излучающей поверхности рабочего инструмента имеет место только при совпадении частоты электронного генератора с резонансной частотой рабочего инструмента [11]. При условии рассогласования по частоте электронного генератора и рабочего инструмента, амплитуда механических колебаний резко уменьшается и система стабилизации амплитуды стремится увеличить ток, протекающий через преобразователь, а, следовательно, и амплитуду механических колебаний рабочего инструмента до заданного хирургом уровня. Однако, в несогласованном по частоте режиме этот ток определяется током, протекающим через элемент S_k , а не током, протекающим по ветви L_m , C_m , R_m . Следовательно, неточная настройка электронного генератора на резонансную частоту колебательной системы вносит дополнительную погрешность при оценке амплитуды механических колебаний путем измерения тока, протекающего по пьезокерамическим элементам преобразователя.

Выявленные недостатки снижают эффективность управления процессом ультразвуковой липосакции [3], обуславливают снижение качества и производительности операции ультразвуковой липосакции, а в некоторых случаях делают ее опасной для жизни пациентов.

4. РАЗРАБОТКА, ИССЛЕДОВАНИЕ И ПРАКТИЧЕСКАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ НОВОГО СПОСОБА УПРАВЛЕНИЯ ПРОЦЕССОМ УЗ ЛИПОСАКЦИИ.

На основании анализа процессов, происходящих при проведении операции УЗ липосакции и устранения недостатков используемого на практике способа управления процессом УЗ липосакции, предложен способ, основанный на уточненных критериях контроля и управления процессом.

Суть предлагаемого технического решения заключается в том, что при управлении процессом ультразвуковой липосакции, для точной настройки на резонансную частоту колебательной системы с различными рабочими инструментами, используется критерий равенства фазы между напряжением на пьезопреобразователе и током в ветви, образованной последовательно включенными L_m , C_m , R_m (т.е. механической ветви колебательной системы), так как ФЧХ характеристика тока в ветви L_m , C_m , R_m , соответствует ФЧХ колебательной скорости рабочего окончания, и свободна от влияния изменяющейся емкости пьезокерамических элементов S_k и величины акустической нагрузки R_m (смотри рис.1).

При управлении процессом ультразвуковой липосакции для контроля амплитуды механических колебаний излучающей поверхности рабочего инструмента используется ее линейная зависимость от величины тока, протекающего через ветвь L_m , C_m , R_m . Практическая реализация предложенного способа

управления процессом ультразвуковой липосакции осуществляется следующим образом.

Выделение тока, протекающего через ветвь L_M , C_M , R_M , и исключение влияния электрической емкости пьезокерамических элементов на работу системы ФАПЧ, осуществляется устройством с дифференциальным усилителем, при помощи которого можно выделить сигнал, ФЧХ которого соответствует ФЧХ тока в механической ветви L_M , C_M , R_M .

На рисунке 4 представлена принципиальная электрическая схема устройства выделения тока в механической ветви L_M, C_M, R_M с возможностью компенсации изменения электрической емкости C_k , поясняющая практическую реализацию предложенного технического решения.

$$U = K_2 K_{T2} I_M$$

Так как электрическая емкость пьезокерамических элементов изменяется в процессе изменения их температуры (разогрева), возникает необходимость периодической балансировки дифференциальной схемы, которая заключается в подборе коэффициентов усиления усилителей K_1, K_2 , при которых разность сигналов, поступающих на входы дифференциального усилителя U , при отсутствии ветви L_M, C_M, R_M , равна нулю. То есть, при использовании предложенной схемы ультразвуковой аппарат должен работать в двух режимах: режим балансировки и рабочий режим.

В режиме балансировки управляющий модуль вырабатывает сигнал для задающего генератора G , в

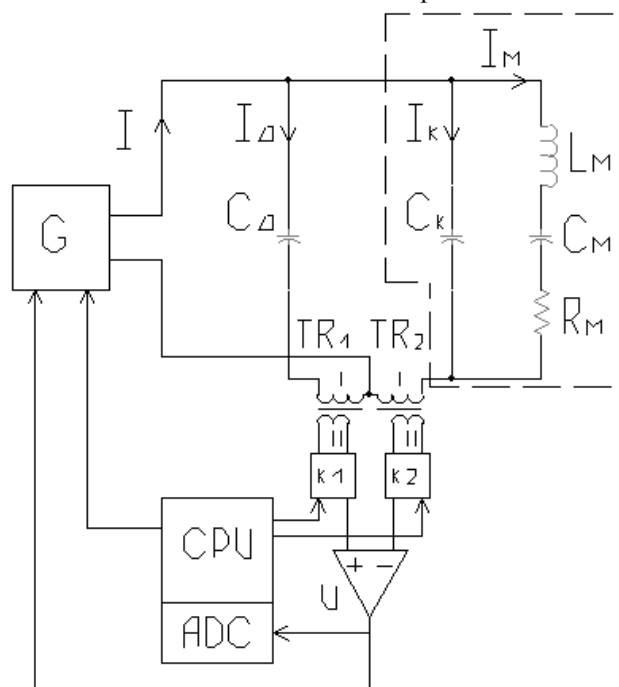


Рис. 4 Электрическая схема устройства выделения тока в механической ветви L_M, C_M, R_M с возможностью компенсации изменения электрической емкости C_k .

При равенстве параметров токовых трансформаторов TR_1 и TR_2 , емкостей C_d и C_k , коэффициентов усиления усилителей K_1 и K_2 на выходе дифференциального усилителя U появляется напряжение, фазочастотная характеристика которого совпадает с фазочастотной характеристикой тока, протекающего через ветвь L_M, C_M, R_M с амплитудой прямо пропорциональной амплитуде тока, протекающего по ветви L_M, C_M, R_M . Сигнал на выходе дифференциального усилителя равен:

$$U = K_2 K_{T2} (I_k + I_M) - K_1 K_{T1} I_d$$

K_1 и K_2 – коэффициенты усиления усилителей K_1 и K_2 .
 K_{T1} и K_{T2} – коэффициенты трансформации трансформаторов TR_1 и TR_2 . При условиях $K_1 = K_2$, $K_{T1} = K_{T2}$, $C_d = C_k$ следует:

результате чего частота электрического напряжения, прикладываемого к колебательной системе, становится равной F_1 , которая не равна собственной резонансной частоте колебательной системы $F_{рез}$. На нерезонансной частоте F_1 ультразвуковой преобразователь имеет чисто емкостное сопротивление (собственная электрическая емкость пьезокерамических элементов). После рассогласования по частоте электрического генератора и колебательной системы при помощи управляемых усилителей, путем подбора коэффициентов усиления K_1 и K_2 добиваются равенства нулю сигнала на выходе дифференциального усилителя U (равенство сигнала нулю контролируется аналого-цифровым преобразователем ADC). При равенстве сигнала на выходе U нулю, ультразвуковой генератор переводится в рабочий режим (питание колебательной системы осуществляется

электрическим напряжением с частотой, равной резонансной частоте Фрез колебательной системы).

Таким образом, режим работы ультразвукового аппарата представляет собой чередование интервалов балансировки t_1 и интервалов рабочего режима t_2 .

Время t_1 складывается из времени реакции колебательной системы при перестройке частоты питающего напряжения и времени подбора коэффициентов усиления усилителей K_1 , K_2 , при которых сигнал на выходе дифференциального усилителя U устанавливается равным нулю (подбор коэффициентов осуществляется при неравенстве собственной резонансной частоты колебательной системы и частоты электрического напряжения, прикладываемого к колебательной системе).

Интервал времени t_2 выбирается таким, чтобы изменение электрической емкости пьезокерамических элементов в результате их разогрева в течение этого интервала не оказывало существенного влияния на работу системы ФАПЧ. Балансировка происходит при каждом включении ультразвукового генератора.

Сигнал с выхода дифференциального усилителя U используется не только для системы АПЧ, но и для системы контроля амплитуды механических колебаний излучающей поверхности рабочего инструмента.

5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ.

В результате практической реализации предложенного способа управления и его схемной реализации оптимизирована работа 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.

Разработанный в лаборатории акустических процессов и аппаратов Бийского технологического института Алтайского государственного технического университета способ управления процессом ультразвуковой липосакции прошел лабораторные и медико – технические испытания. Максимальная амплитуда колебаний составила 250 мкм, время одной процедуры липосакции на максимальной мощности не более 40 минут (вместо 2 часов), при этом корпус не нагревался свыше 40-45°C. Максимальный размер сменного рабочего инструмента (вместе с охлаждающим кожухом) не более 6,5 мм в поперечном сечении.

В настоящее время Бийским технологическим институтом проводятся комплексные испытания ультразвуковых аппаратов для липосакции, в основу которых положен предложенный способ управления процессом ультразвуковой липосакции.

Литература:

[1]. Technische Weiterentwicklung und klinische Evaluierung. Michele L., Zocchi, MD, PhD, CLINICS IN PLASTIC SURGERY JAHRGANG 23, NUMMER 4, OKTOBER 1996.

[2]. Ronald R. Manna, Vaclav Podany. Ultrasonic lipectomy probe and metod for manufacture. Patent US № 5,527,273.

[3]. Vaclav O., Bollinger; Stephen A. Ultrasonic assisted liposuction system. Patent US № 6,013,048. (прототип)

[5]. Kazantsev V.F. расчет ультразвуковых преобразователей для технологических установок. – М., Машиностроение, 1980.

[6]. Теумин И.И. Ультразвуковые колебательные системы. – М., ГНТИ машиностроительной литературы, 1959.

[7]. Агранат Б.А., Башкиров В.И., Китайгородский Ю.И., Хавский Н.Н. Ультразвуковая технология. М., 1974.

[8]. Хмелёв В.Н., Попова О.В. Многофункциональные ультразвуковые аппараты и их применение в условиях малых производств, сельском и домашнем хозяйстве. Монография/ Алт. гос. техн. ун-т им И.И. Ползунова – Барнаул: изд. АлтГТУ, 1997.- 168 с.

[9]. Хмелев В.Н., Барсуков Р.В., Цыганок С.Н. Ультразвуковая размерная обработка материалов: Монография/ Алт. гос. техн. ун-т им И.И. Ползунова – Барнаул: изд. АлтГТУ, 1999.-120 с.

[10]. Барсуков Р.В., Хмелев В.Н., Цыганок С.Н. Ультразвуковая колебательная система. Патент РФ № 2141386.

[11]. Джагунов Р.Г., Ерофеев А.А. Пьезоэлектронные устройства вычислительной техники, систем контроля и управления. Справочник.- СПб.: Политехника, 1994. –608с.