

Развитие ультразвуковых технологий в медицине

Аннотация

Проведен анализ многочисленных результатов исследования и практического применения низкочастотного ультразвука в медицине. Рассмотрены технологические основы процессов ультразвуковой сварки, резки и гидрообработки биологических тканей, направленные на расширение областей применения ультразвука и создание новейших технических средств.

Разработка методов хирургического лечения с помощью ультразвуковых инструментов началась с середины 1960-х годов [1].

Первые опыты по сварке костей ультразвуком были проведены в МВТУ им. Н.Э. Баумана академиком Г.А. Николаевым совместно с А.В. Мордвинцевой в 1960-е годы, а позднее – с В.И. Лощиловым (рис. 1) [2], [3].



Рис. 1. Автор идеи «ультразвуковой сварки костей» – академик Г.А. Николаев (слева) и первый заведующий кафедрой «Биомедицинские технические системы и устройства» профессор В.И. Лощилов

Эти опыты, хотя и дали отрицательный результат, явились стимулом к объединению усилий инженеров и врачей с целью разработки новых методов соединения и разделения биологических тканей [4], [5]. Большой вклад в решение указанных проблем внесли академики М.В. Волков, Б.В. Петровский, В.И. Петров и др. В 1972 году этой группе технологов и медиков была присуждена Государственная премия СССР за разработку ультразвуковых технологий сварки и резки биологических тканей.

Впервые в лечебной практике низкочастотный ультразвук был применен в 1967 году в клинике травматологии ЦОЛИУВ (проф. В.А. Поляков), а позднее – в других ведущих медицинских учреждениях для решения различных хирургических задач. Клиническому внедрению способствовал серийный выпуск специальных ультразвуковых хирургических аппаратов на Ульяновском приборостроительном заводе.

В настоящее время ультразвуковые технологии развиваются в направлениях создания методов соединения и разделения биологических тканей и обработки через жидкие лекарственные среды (рис. 2).

Применение ультразвука не только улучшило условия работы хирурга, но и расширило возможности хирургического вмешательства. Наложение ультразвуковых колебаний (УЗК) на инструмент позволяет с ювелирной точностью отделить патологические ткани от здоровых, что имеет большое практическое значение для хирургии [4], [6].

Использование методов ультразвуковой хирургии весьма перспективно в травматологии и ортопедии, торакальной хирургии, стоматологии, онкологии, гинекологии, нейрохирур-

гии, хирургии сосудов, сердца, печени и др. [4], [7]. Однако практическая значимость данных методов неравнозначна вследствие различий в уровнях развития теоретических исследований и технического обеспечения.

Целью данной статьи является знакомство с современными технологиями применения ультразвуковой низкочастотной аппаратуры в медицинской практике.

Развитие ультразвуковой аппаратуры для хирургии и терапии началось в то время, когда особенно бурно внедрялись ультразвуковые технологии в различные технологические процессы в промышленности. Достижимые при этом различного рода технологические эффекты не могли не натолкнуть разработчиков медтехники на мысль о возможных путях использования ультразвука в медицинской практике и, в частности, в хирургии. Основными ограничениями на этом пути стали особенности применения ультразвуковых медицинских аппаратов, определяемые, во-первых, биологическим действием ультразвука на живую ткань и возможностью реализации требуемого биологического действия, во-вторых – требованиями врача: как практическими, вытекающими из его каждодневной врачебной практики (длительность непрерывной работы, надежность и эффективность), так и эргономическими (вес, нагрев, удобство в эксплуатации).

В нашей стране медицинские аппараты низкочастотного высокоинтенсивного ультразвука начали широко применяться в самых разнообразных областях медицины значительно раньше, чем за рубежом; при этом, как правило, выпускались многофункциональные аппараты с разнообразными наборами волноводов-инструментов для различных видов воздействий на ткани и достаточно сложными рабочими окончаниями. Такой подход потребовал создания новых методов проектирования ультразвуковых колебательных систем (УЗКС), которые на протяжении 30 лет совершенствовались и в настоящее время позволяют быстро и эффективно решать задачи проектирования самых разнообразных медицинских аппаратов низкочастотного высокоинтенсивного ультразвука. В настоящее время известны различные типы ультразвуковых аппаратов, разработанных как в России, так и в других странах.

Впервые в мире были разработаны методы ультразвуковой резки и расслоения мягких и плотных биологических тканей, сварки и наплавки костных тканей, обработки инфицированных ран, лечения перитонитов и гинекологических заболеваний, другие методы воздействия и обработки биологических тканей для хирургии, травматологии и терапии.

Основные марки отечественных ультразвуковых хирургических (Х) аппаратов, аппаратов сосудистой хирургии (СХ), проктологической хирургии (ПХ) и терапевтических (Т) аппаратов и их характеристики приведены в табл. 1.

В МГТУ им. Н.Э. Баумана была создана и необходимая ультразвуковая аппаратура, часть из которой выпускалась и выпускается серийно (аппараты УРСК-7Н, УРСК-7Н-18, УРСК-7Н-21, УРСК-7Н-22, серий «Тонзиллор», «Гинетон»), а часть была выпущена небольшими партиями: аппараты «Онкотон», УРСК-2701, «Проксон».

Сконструированы и другие типы УЗ-аппаратов для обработки биологических тканей низкочастотным ультразвуком, например «ЛОРА-ДОН» – для терапевтического и хирургического лечения ЛОР-органов.

В Акустическом институте РАН выполнялись работы по созданию низкочастотной ультразвуковой аппаратуры для медицины (аппараты для офтальмологии: ультразвуковые факоземульфизаторы, аппараты для отоларингологии). Проводимые во ВНИИМП работы позволили создать серию аппаратов «Ультрадент» для стоматологии и серию аппаратов УЗХ для общей хирургии.

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

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

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

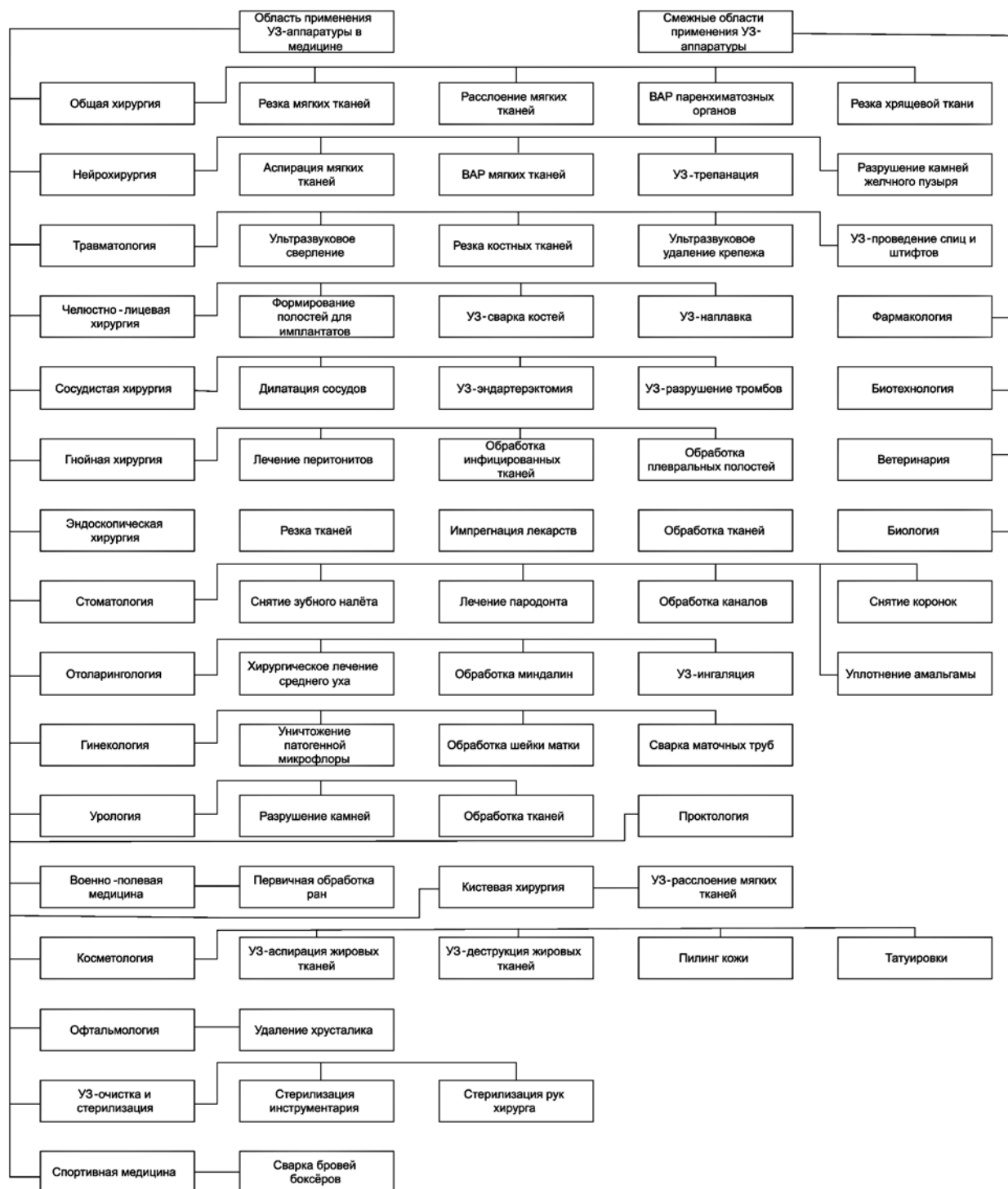


Рис. 2. Области применения ультразвуковой аппаратуры

Технологии соединения биологических тканей

Основой ультразвуковой сварки и наплавки костных тканей является применение для формирования соединений и закрытия дефектов присадочного материала, состоящего из жидкого мономера циакрина, наполнителя на основе костной стружки и различного рода компонентов [8].

Возмущающие ультразвуковые механические колебания, вводимые в присадочный материал с помощью инструмента, приводят к быстрой полимеризации мономера и проникновению его в структуру кости с образованием твердого костного конгломерата, который в процессе регенерации насыщается новыми живыми костными структурами. Такие процессы принципиально отличаются от обычной склейки костей, характеризующихся образованием лишь адгезионных связей [4], [8].

Соединение мягких биологических тканей реализуется по двум вариантам: с применением присадочного материала и без применения присадочного материала.

Сущность метода соединения мягких тканей с накладкой из присадочного материала заключается в нанесении на соединяемые биологические ткани жидкого присадочного материала, в который вводят ультразвуковые колебания. В результате присадочный материал проникает в мягкие биологические ткани, одновременно переходя в твердую полимерную массу.

В данном случае присадочный материал выполняет роль связующего, прочно удерживающего края раны на период ее срачивания.

Ультразвуковая сварка мягких тканей без присадочного материала реализуется по двум схемам: с фиксированным зазором и с фиксированным давлением.

Процесс передачи энергии ультразвуковых колебаний в биоткань можно представить как серию ударов периодически колеблющегося стержня об эластичную преграду, пропитан-

ную жидкостью. Сила контакта в этом случае представляет собой периодические положительные импульсы, амплитуда которых определяется значением мгновенной силы удара инструмента, давлением и соотношением между ними.

Тепловая энергия, выделяемая в зоне соединения, является одним из основных факторов, инициирующих развитие биологических и биохимических процессов в зоне сварки. Белковый коллаген при повышении температуры в зоне воздействия УЗК коагулирует и в сочетании с дезориентацией биоструктур образует неразъемные соединения [8].

Технологии разделения биологических тканей

Ультразвуковые технологии разделения включают в себя различные варианты механообработки мягких и твердых биотканей, сущность которых в общем случае заключается в воздействии на объект инструментом, совершающим высокочастотные механические колебания. Различают ручные и механизированные методы механообработки биотканей. Механизированная обработка предполагает, помимо руки хирурга, наличие дополнительного привода перемещения ультразвуковой системы, предназначенной для таких работ, как сверление, трепанация, фрезерование.

Ручная резка костных тканей реализуется с помощью инструмента, имеющего форму пластины с насечками, с поперечным сечением в виде усеченного конуса (пилка) [8]. Совершая высокочастотные колебания ультразвуковой частоты, инструмент в результате контакта каждого зуба с элементом костной ткани вызывает упруго-пластическую деформацию с образованием многочисленных фрагментов в виде стружки.

Ротационная резка костных тканей (фрезерование) осуществляется инструментом в форме диска с насечкой, совершающим высокочастотные колебания различного типа (радиальные, крутильные, изгибные).

Таблица 1

Отечественные ультразвуковые аппараты

Марка аппарата	Разработчик	Область применения	Тип УЗКС	Потребляемая мощность, ВА	Частота, кГц	Амплитуда, мкм	Время непрерывной работы, мин
УРСК-7Н	МГТУ им. Н.Э. Баумана	Х	М	190	26,5	50...60	6
УРСК-7Н-18	МГТУ им. Н.Э. Баумана	Х	М	140	26,5	40...60	5
УРСК-7Н-21	МГТУ им. Н.Э. Баумана	СХ	М	140	26,5	40...60	5
УРСК-7Н-22	МГТУ им. Н.Э. Баумана	Х	М	140	26,5	40...60	5
Тонзиллор	МГТУ им. Н.Э. Баумана	Т	М	140	26,5	60...80	5
Тонзиллор-ММ	НПП «Метромед», Омск	Х+Т	П	100	26,5	50...80	30
Гинетон	МГТУ им. Н.Э. Баумана	Т	М	140	26,5	50...70	5
Гинетон-ММ	НПП «Метромед», Омск	Х+Т	П	100	26,5	50...80	30
Альвеола	АКИН РАН	Т	–	170	44	50	4
Лора-Дон	АКИН РАН	Х+Т	–	–	44	45...50	4
Полидент-1001	МГТУ им. Н.Э. Баумана	Х+Т	П	150	44	50	15
Стоматон-ММ	НПП «Метромед», Омск	Х+Т	П	100	26,5	80	30
Онкотон	МГТУ им. Н.Э. Баумана	Х	М	160	26,5	60...80	5
Ультрадент-А	«Изомед», Москва	Х	П	120	44	40	15
Ярус	ЦКБ «Автоматика»	Х	П	250	42	15...50	10
УРСК-2701	МГТУ им. Н.Э. Баумана	Х	П	80	26,5	80...100	30
ПРОКСОН	СИМБИТЕК, Волгоград	ПХ	П	–	20...60	15...80	40

Ультразвуковая резка мягких тканей реализуется с помощью инструмента, наиболее рациональной формой режущей грани которого является клин (скальпель) [8].

Производительность процесса ультразвукового резания мягких тканей по сравнению с обычным резанием увеличивается в 8...12 раз, а усилия резания снижаются в 3...9 раз.

Особенностью ультразвуковой резки мягких биотканей является возможность регулирования гемостатического эффекта путем варьирования параметрами процессов резания. Рабочая часть УЗ-хирургического ножа имеет традиционную форму лезвия скальпеля, соединенного волноводом с магнитоотриксционным или пьезокерамическим преобразователем. Рабочая часть может иметь и другую форму в соответствии с требованиями выполняемой операции. Амплитуда колебаний режущей кромки в зависимости от поставленной задачи может быть изменена от 1 до 350 мкм, а частота выбирается в диапазоне от 20 до 100 кГц. Как известно, трение покоя больше, чем трение скольжения, поэтому трение между двумя поверхностями уменьшается, если одна из них совершает колебательные движения. Именно поэтому работа с ультразвуковыми инструментами требует от хирурга меньших усилий.

Характер разрушения тканей под действием ультразвукового хирургического инструмента зависит от строения его рабочей части, амплитуды и направления колебаний. Зависит он и от вязкоупругих свойств и однородности ткани.

При рассечении мягких тканей ультразвуковым ножом, лезвие которого совершает продольные ультразвуковые колебания, с тканью взаимодействует лишь кромка лезвия, обеспечивая процесс микрорезания, существенно усиливающего режущие свойства инструмента. Кроме того, у кромки лезвия колеблющегося инструмента выделяется тепло, локально повышающее температуру ткани и обуславливающее гемостатический эффект за счет термокоагуляции крови.

Практическая реализация данной технологии позволила выявить важное преимущество, заключающееся в избирательном характере процесса разделения мягких биотканей с помощью ультразвука. Ультразвуковые колебания наиболее эффективны при послойной обработке мягких биотканей, обладающих различными биомеханическими параметрами, и прежде всего при выделении различных рубцов, опухолей, сращений и некротических тканей.

На принципе послойного разделения основан и метод ультразвуковой эндартэректомии, позволяющей производить ревизию артериального русла сосудов, пораженных атеросклерозом на участках длиной более 500 мм [8]-[10].

Выделение атеросклеротического очага происходит за счет его отрыва от непораженного слоя стенки сосуда. Наложение высокочастотных колебаний на инструмент способствует уменьшению силы, необходимой для осуществления процесса расслоения, более чем в три раза.

Степень силовой эффективности будет определяться главным образом акустическими параметрами колебательной системы. Причем использование ультразвуковых колебаний приводит к тому, что силы расслаивания, независимо от выраженности патологического процесса, становятся сопоставимо малы. Это играет большую роль в клинической практике. Из-за неравномерности поражения стенки сосуда бляшками и спада нагрузки на других участках создается опасность перфорации стенки сосуда на участках с плотными и кальцинированными бляшками. Наложение на инструмент УЗК приводит к тому, что процесс расслоения становится возможным при значительно меньшей силе. Ультразвуковой инструмент внутри сосуда перемещается плавно со скоростью 0,04 м/с, что значительно уменьшает опасность разрыва сосудистой стенки.

Технологии ультразвуковой обработки биотканей с использованием лекарственных препаратов

Жидкостный метод обработки реализуется в том случае, когда на обрабатываемой поверхности постоянно имеется слой раствора лекарственных веществ. Наиболее широкое применение данный метод находит при обработке инфицированных ран и полостей [8], [11].

Основу метода составляет сложный комплекс физико-химических и биологических процессов, результатом действия которых являются: очистка поверхности биологических тканей от различных раневых наслоений, внедрение лекарственных веществ в глубину тканей, подавление патогенной микрофлоры, стимулирование биологических процессов, способствующих заживлению раны.

Скорость очистки инфицированных биотканей определяется скоростью диффузии молекул растворимой пленки наслоений, покрывающих поверхность раны. Совместное действие различных акустических факторов приводит к быстрой очистке поверхности инфицированных биологических тканей. Из акустических факторов существенное действие на процесс очистки оказывают акустические течения и кавитация. Влияние нагрева озвучиваемой среды является незначительным.

Внедрение лекарственных веществ в биоткань сводится к диффузионному проникновению молекул вводимого препарата в пористое пространство ткани и представляет собой сложный процесс массообмена. Ультразвук ускоряет процессы переноса как в объеме раствора и пограничном слое, так и внутри биотканей, имеющих капиллярно-пористую структуру и заполненных жидкостью. При этом на процесс внедрения наибольшее влияние оказывают акустические течения. Кавитация, радиационное давление и нагрев среды ощутимого вклада в данный процесс не вносят.

Критериями выбора технологических параметров процесса (амплитуды и частоты колебаний, формы и площади излучающей поверхности инструмента, зазора между инструментом и обрабатываемой поверхностью, времени озвучивания) являются производительность очистки поверхности и глубина проникновения лекарственного вещества в биоткань.

Данная технология благодаря простоте и эффективности находит широкое применение в практической медицине (хирургии, гинекологии, отоларингологии, проктологии и т.д.).

Разновидностями жидкостной обработки биотканей являются струйная и струйно-аэрозольная. Данные технологии предназначены для гидродинамической обработки поверхностных ран большой площади любой кривизны и имеющих любое пространственное положение (например, при обширных ожогах). Промежуточный слой КЖ образуется в результате непрерывной подачи жидкости в зону воздействия. Характер процесса обработки определяется скоростью подачи жидкости.

Разрушение микроорганизмов в струйном режиме обусловлено действием акустических и гидродинамических течений, а в струйно-аэрозольном, кроме действия течений, также появлением в растворе свободных радикалов -Н; -ОН; -НО, обладающих высокой антибактериальной активностью.

Ультразвуковое диспергирование основано на гидродинамических эффектах, рассмотренных выше, возникающих при воздействии на твердые массы. Данная технология реализована главным образом как комбинированный метод удаления опухолей головного мозга, сочетающий в себе резекционный и аспирационный методы. Существенным преимуществом ультразвукового диспергирования является локальность хирургического воздействия.

Ультразвуковое диспергирование является одним из перспективных вариантов развития ультразвуковой хирургии как в направлении расширения области применения, так и в направлении создания технических средств. Например, в косметологии широко используется ультразвуковая липосакция, предназначенная для эффективного удаления жировой ткани.

Ультразвуковые аппараты и методы настолько легко и органично вошли в практику хирургии, что в ряде случаев стали успешно применяться значительно раньше, чем были сколько-нибудь детально исследованы механизмы их прямого и косвенного действия на ткани. В полной мере это относится и к так называемой фактоэмульсификации – офтальмо-хирургическому методу разрушения ультразвуком и удаления помутневшего и подлежащего замене хрусталика [12]. Из самого названия метода вытекает, что, как полагали ранее, тело хрусталика под действием ультразвукового инструмента превращается

в эмульсию – среду с относительно низкой вязкостью, после чего откачивается аспиратором через специальный канал в инструменте.

В проктологии нашел применение метод ультразвукового склерозирования, основанный на комплексном воздействии ультразвука и раствора склерозанта на каверозное тело, позволяющий выполнять безоперационное лечение геморроя [13].

Заключение

Развитие ультразвуковых технологий в медицине инициировано специалистами МГТУ им. Н.Э. Баумана более полувека назад и активно развивается во всем мире в настоящее время. За рубежом рынок заполнен десятками УЗ-аппаратов различных видов, прототипами которых являются наши отечественные. Российские специалисты совместно с ведущими медицинскими учреждениями лидируют в создании различных лечебных УЗ-технологий. Этим разработкам посвящены десятки докторских и кандидатских диссертаций на соискание степеней технических и медицинских наук. Работы в данном направлении продолжают активно развиваться.

Список литературы:

1. Ультразвук. Маленькая энциклопедия / Под. ред. И.П. Голяминой. – М.: Советская энциклопедия, 1979. 399 с.
2. Николаев Г.А. Сварка и резка органических тканей // Автоматическая сварка. 1970. № 8. С. 7-10.
3. Николаев Г.А. Сварка и резка ультразвуком биологических тканей // Сварочное производство. 1972. № 12. С. 6-8.
4. Николаев Г.А., Лоцилов В.И. Ультразвуковые технологии в хирургии. – М.: Медицина, 1980. 272 с.
5. Поляков В.А., Николаев Г.А., Волков М.В. и др. Ультразвуковая сварка костей и резка живых биологических тканей. – М.: Медицина, 1973. 136 с.
6. Matthews B., Nalysnyk L., Estok R., Fahrbach K., Banel D., Linz H. Ultrasonic and nonultrasonic instrumentation: A systematic review and meta-analysis // Arch. Surg. 2008. Vol. 143 (6). PP. 592-600.

7. Tanaka T., Ueda K., Hayashi M., Hamano K. Clinical application of an ultrasonic scalpel to divide pulmonary vessels based on laboratory evidence // Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery. 2009. Vol. 8. Iss. 6. PP. 615-618.
8. Саврасов Г.В. Технологии ультразвуковой хирургии / Учеб. пособие. – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2009. 38 с.
9. Ультразвуковая ангиохирургия / Под ред. А.В. Покровского, Г.В. Саврасова, Ю.В. Новикова, В.А. Красавина. – Кострома: ДиАр, 2004. 202 с.
10. Lee S.J., Park Kh. Ultrasonic energy in endoscopic surgery // Yonsei Med. J. 1999. Vol. 40 (6). PP. 545-549.
11. Еришов Ю.А., Альков С.В., Ртищева А.Л. Задачи, возможности, оборудование ультразвуковой стерилизации поврежденных тканей // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. № 10. С. 45-52.
12. Еришов Ю.А., Акоюн В.Б., Альков С.В., Петросяниц А.А. Тероретические основы ультразвуковой факооперации // Технологии живых систем. 2017. Т. 14. № 1. С. 36-39.
13. Соловьев О.Л., Саврасов Г.В., Соловьев А.О. Склерозирующее лечение геморроидальных узлов с ультразвуковым воздействием: методические рекомендации. – Волгоград, 2010. С. 1-10.

*Геннадий Викторович Саврасов,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра «Биомедицинские технические системы»,
Сергей Витальевич Альков,
канд. техн. наук, доцент, декан,
факультет «Радиоэлектроника и лазерная техника»,
Юрий Алексеевич Еришов,
д-р хим. наук, профессор,
кафедра «Медико-технические информационные технологии»,
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана»,
г. Москва,
e-mail: alkov@bmstu.ru*

*Д.В. Леонов, Н.С. Кульберг, В.А. Фин, В.А. Подмосковная, Л.С. Иванова,
А.С. Шипаева, А.В. Владзимирский, С.П. Морозов*

Алгоритмы фильтрации при медицинской ультразвуковой визуализации в режиме цветового доплеровского картирования кровотока

Аннотация

Фильтрация сигнала кровотока играет очень важную роль в режиме цветового доплеровского картирования. На этапе фильтрации происходит подавление сигналов от малоподвижных тканей и стенок сосудов. Эти сигналы на 40...60 дБ превосходят сигнал кровотока. Их полное подавление в режиме картирования кровотока труднодостижимо, что связано с плохим отношением сигнал/шум, малой длиной доплеровского ансамбля и высокими требованиями к быстродействию. В статье дается общая модель доплеровского сигнала, рассматриваются фильтры на основе полиномиальной и адаптивной регрессий, эмпирической модовой декомпозиции, а также возможности комбинированного подхода к фильтрации кровотока.

Введение

Цветовое доплеровское картирование (ЦДК) – это режим доплеровского канала ультразвукового медицинского диагностического устройства (УЗМДУ), позволяющий наблюдать динамику и пространственное распределение кровотока. Он дает возможность отследить развитие стеноза, опухоли и аневризмы, оценить эффективность шунтирования и сделать вывод о качестве работы сердечных клапанов. Режим ЦДК часто используется для оценки параметров кровотока, скорость которого невелика относительно окружающих тканей [1], [2]. Примером такого применения могут служить диагностика микроциркуляции в глазном яблоке, исследование развития микрососудов, питающих опухоль, при химиотерапии, анализ работы сердечной мышцы и т. д. Преимущество режи-

ма ЦДК в сравнении с другими неинвазивными средствами диагностики, такими как магниторезонансная ангиография, в возможности работы в реальном времени. Кроме того, УЗМДУ очень доступны, универсальны и находятся во многих лечебных заведениях.

В условиях сильной распространенности УЗМДУ очень важно, чтобы режим ЦДК давал качественную диагностическую информацию. Ошибки при отображении кровотока могут привести к неправильному диагнозу и осложнениям при долговременном наблюдении пациентов [3]. С точки зрения обработки сигналов, выделяют две основных особенности данных, влияющих на качество работы ЦДК [4]. Во-первых, отраженный сигнал помимо кровотока содержит информацию о малоподвижных тканях. Это могут быть пульсации стенок сосудов, сердца, дрожание руки врача, перистальтика кишечни-