

УДК 534.222

А.В. Леонова, Н.Н. Чернов

**ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ
ПРОХОЖДЕНИЯ УЗКОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО ПУЧКА
ЧЕРЕЗ СЛОИСТУЮ СТРУКТУРУ БИОТКАНИ**

Статья посвящена разработке экспериментальной установки для исследования прохождения узкого ультразвукового пучка через слоистую структуру биоткани.

Ультразвук; биоткань; экспериментальная установка; диагностика; хирургия.

A.V. Leonova, N.N. Chernov

**THE EXPERIMENTAL ASSEMBLY FOR RESEARCH OF PROCESSES
IN BIOLOGICAL MEDIUMS ARE CONSIDERED ULTRASOUND
TRANSMISSION THROUGH LAYERS OF BIOLOGICAL OBJECTS**

The paper cover developing of experimental assembly for research of processes in biological mediums are considered ultrasound transmission through layers of biological objects.

Ultrasound; bio medium; experimental assembly; diagnostics; surgery.

Эффективность ультразвуковой медицинской диагностики и высокоинтенсивной ультразвуковой хирургии биоткани во многом зависит от степени знания и учета ультразвуковых свойств, параметров биоткани. Актуальность проведения экспериментальных исследований процессов прохождения ультразвука через биоткань обусловлена недостаточной изученностью данного вопроса, а, следовательно, отсутствием путей конструкторских решений для формирования требуемых свойств медицинской аппаратуры.

Для высокоинтенсивной ультразвуковой хирургии в качестве источника мощного ультразвука широкое применение находят многоэлементные пьезоэлектрические фокусирующие излучатели ультразвуковых волн – силовая антенная решетка. Диаметр зрачка ударно-волновой головки колеблется от 300 мм до 400 мм, рабочая дистанция литотриптера, то есть расстояние от среза зрачка до терапевтического фокуса, варьируется от 135 мм до 170 мм [1]. При таких параметрах ударно-волновой головки, ультразвуковые ударные волны будут входить в биоткань под углами в диапазоне от 0° до 45° (рис. 1).

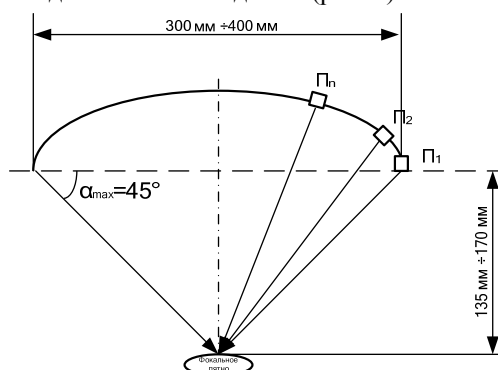


Рис. 1. Ударно-волновая головка пьезоэлектрического литотриптера

В результате такой геометрии источника мощного ультразвука формируется фокальное пятно заданного размера (обычно 3-5мм).

Для медицинской эхоимпульсной диагностики используется эффект «эхо» (отраженная волна), возникающий при падении волны на границу раздела сред. Ультразвук падает на границу двух тканей, часть его отражается от границы обратно в виде эхосигнала, а другая часть проникает внутрь, чтобы отразиться от дальней границы или быть поглощенной. Эти сигналы используются для создания иллюстрирующего изображения движения частей человеческого тела, попавших в область луча: А – сканирование, В – сканирование и сканирование местоположения во времени. Если часть энергии акустических волн отражается в первую среду и проходит во вторую, появляются задачи определения пространственных амплитудных распределений и угловых характеристик полей акустического излучателя при наличии в области взаимодействия границ раздела, отдельные слои или совокупности слоев.

Исходя из принципов медицинской ультразвуковой диагностики и высокоинтенсивной ультразвуковой хирургии представляется интерес проследить, каким образом изменятся параметры поля в слоистой структуре биоткани в зависимости от угла вхождения УЗ колебаний в среду и наличия границ между слоями, их количества и акустических параметров биологических слоев.

Задача формирования акустического поля в биосреде как слоистой структуры заключается в нахождении зависимости пространственного распределения поля от параметров слоя. Искомое поле представляет собой сформированное в слое или поле, образованное исходной волной после прохождения полубезграничного пространства – воды. Такое поле можно представить в виде волны, образованной в результате многократных преломлений на границе слоя. Параметры искомого поля могут быть получены посредством введения соответствующих числовых значений коэффициентов прохождения. Геометрия задачи прохождения звуковых волн через границы раздела: вода, жировая ткань, мышечная ткань представлена на рис. 2. Из полубесконечной среды 1 падает плоская волна, пройдя жировой слой 2, волна проходит в полубесконечную среду 3 – мышечную ткань. Плоскость падения волны будем считать совмещенной с плоскостью xz [2].

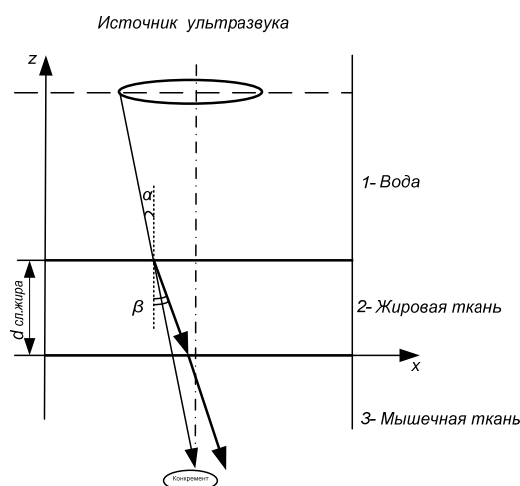


Рис. 2. Геометрия задачи – прохождение ультразвуковой волны через слой

Целью проведения экспериментальных исследований является определение пространственной структуры поля преобразователя и особенностей их формирования в случае присутствия в области взаимодействия слоя, системы слоев для сравнения с выводами теоретических модельных описаний. Определение степени влияния слоистой структуры биобъекта, помещенного в зону взаимодействия ультразвукового узкого пучка, или иными словами, влияния жировой, мышечной ткани на характеристики акустических медицинских преобразователей. Наиболее простым случаем, с точки зрения теоретического рассмотрения ситуации, является выбор биобъекта в виде плоскопараллельного слоя, то есть пластины. Исходя из акустических характеристик биоткани в качестве материала для такой пластины был выбран материал оргстекла, акустические параметры которого близки по своим значениям к параметрам жировой ткани.

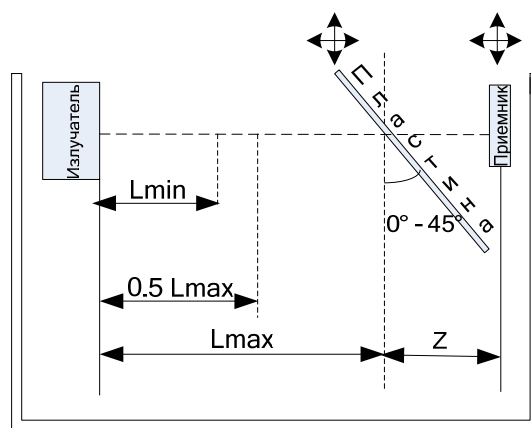


Рис. 3. Схема эксперимента

Экспериментально предстоит решить несколько основных задач: снять зависимость поперечного распределения амплитуды звукового давления волны от угла между осью излучения и плоскостью самой пластины, от длины зазора между излучателем и пластиной, от толщины пластины (рис. 3).

Для проведения экспериментальных исследований на установке для исследования нелинейного взаимодействия акустических волн [3] кафедры электрогидроакустической и медицинской техники в Технологическом институте Южного федерального университета в г.Таганроге было создано ряд дополнительных устройств, в частности, использовалась специально сконструированная система позиционирования пластин, с помощью которой осуществляется захват пластины, ее вертикальное перемещение, изменение угла наклона пластины относительно оси излучателя.

Экспериментальная установка (рис. 4) состоит из следующих приборов и устройств излучающего тракта: задающий генератор, формирователь сигналов, усилитель мощности, пьезоэлектрический излучатель; устройств приемного тракта: миниатюрный гидрофон, пассивный фильтр, высокочастотный усилитель, ПЭВМ; устройства позиционирования; пластин; гидроакустического бассейна.

Опишем работу структурной схемы, изображенной на рис. 4. Высокочастотный сигнал с генератора поступает на формирователь. Усилитель мощности, кроме своего прямого назначения – усиления сигнала, обеспечивает согласование

внутреннего сопротивления электроакустического преобразователя с выходным сопротивлением самого усилителя.

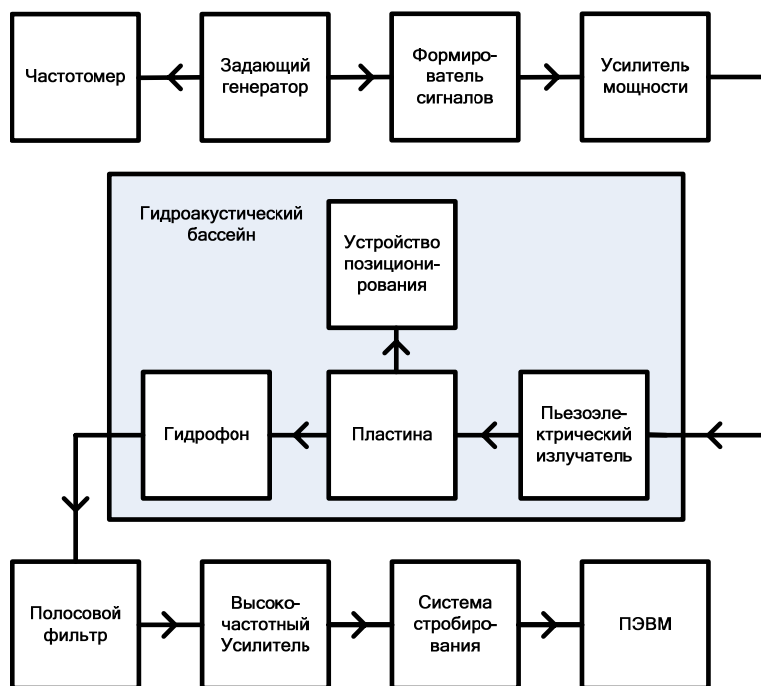


Рис. 4. Структурная схема экспериментальной установки

Контроль за частотой волны осуществляется частотомером, подключенному к высокочастотному генератору. После прохождения и преломления в гидроакустическом бассейне с пластиной принятый миниатюрным гидрофоном сигнал поступает на полосовой фильтр. Полосовой фильтр обеспечивает подавление помех и наводок. Для выделения и отслеживания искомым импульсов исследуемого акустического поля измерительный стенд снабжен системой стробирования, включающей импульсный генератор, ждущий мультивибратор задержанных импульсов и электронный ключ. Импульсы ждущего мультивибратора управляют временем задержки схемы стробирования. С выхода электронного ключа сигналы поступают на регистрирующее устройство (ПЭВМ).

Экспериментальный стенд позволяет проводить лабораторные модельные исследования и акустические измерения при распространении акустических волн в жидких средах в небольших бассейнах и обеспечивает достаточную достоверность проводимых работ при использовании разработанных методик проведения измерений. В качестве излучателя используется миниатюрный цилиндрический пьезо-керамический преобразователь.

Полученные результаты экспериментальных исследований позволят обеспечить условия сохранения характеристики направленности акустических преобразователей при их работе в конкретной технической конструкции приборов ультразвуковой медицинской диагностики и высокоинтенсивной ультразвуковой хирургии биоткани.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Разработка пьезоэлектрического генератора ударно-волновых импульсов для комплекса «Литотриптер-Медолит». Отчет о НИР № ГР 01200800986. Договор № 13649 от 1.09.2007. – Таганрог: ТТИ ЮФУ, 2008. – 115 с.
2. *А.В. Леонова, В.В. Гривцов.* Моделирование процессов прохождения мощных ультразвуковых колебаний через слоистую структуру биологических сред // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2009. – №7. – С. 158–162
3. *А.К. Батрин, А.М. Гаврилов, Р.О.Ситников.* Установка для исследования нелинейного взаимодействия акустических волн // Известия ТРТУ. – 2006. – № 11. – С. 167–173.

Леонова Антонина Валерьевна

Технологический институт федерального государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Южный федеральный университет» в г. Таганроге.

E-mail: antonina_tsure@mail.ru.

347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел.: (8634)371795.

Кафедра электрогидроакустической и медицинской техники, аспирантка.

Leonova Antonina Valerievna

Taganrog Institute of Technology – Federal State-Owned Educational Establishment of Higher Vocational Education “Southern Federal University”

E-mail: antonina_tsure@mail.ru.

44, Nekrasovskiy, Taganrog, 347928, Russia, Phone: (8634)371795.

Department of Hydroacoustic and Medical Engineering, postgraduate student.

Чернов Николай Николаевич

Технологический институт федерального государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Южный федеральный университет» в г. Таганроге

E-mail: nik-chernov@yandex.ru.

347928, г. Таганрог, пер. Некрасовский, 44, тел.: (8634)371795.

Кафедра электрогидроакустической и медицинской техники, профессор, д.т.н.

Chernov Nikolay Nikolaevich

Taganrog Institute of Technology – Federal State-Owned Educational Establishment of Higher Vocational Education “Southern Federal University”

E-mail: nik-chernov@yandex.ru.

44, Nekrasovskiy, Taganrog, 347928, Russia, Phone: (8634)371795.

Department of Hydroacoustic and Medical Engineering, Professor, Doctor of Eng. Sc.

УДК 621.314.2

В.В. Петросьянц

**МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ КЛЮЧЕВОГО
ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ С ДОЗИРУЮЩИМ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНЫМ
РЕЗОНАНСНЫМ КОНТУРОМ В СИСТЕМЕ ПИТАНИЯ
УЛЬТРАЗВУКОВОГО СКАЛЬПЕЛЯ**

Предложена схема питания ультразвукового пьезоэлектрического скальпеля с ударным возбуждением. Приводится математическая модель преобразователя электро-энергии с дозирующим последовательным резонансным контуром и рассчитанные статические и динамические характеристики источника питания. Показана возможность эффективного управления средней и импульсной мощностью ультразвукового скальпеля и стабилизации механической силы в режимах динамических нагрузок на лезвие скальпеля.