



Министерство образования РФ
САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ЭЛЕКТРОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ «ЛЭТИ»

Направление

²²

Кафедра ² БМЭ и ОС ²

К защите допуститъ:

Руководитель направления

**ВЫПУСКНАЯ
КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА
БАКАЛАВРА**

Тема: **«Исследование влияния ультразвуковых преобразователей на качество медицинских изображений»**

Бакалавр:

Хаймур М.Х.

Руководитель:

Пахарьков Г.Н.

Зав.кафедрой
профессор

Санкт-Петербург
2003 г.

Содержание

Введение

Ультразвук - это механические колебания среды с частотой выше 20 кГц (ухо человека воспринимает как звук частоты примерно от 20 Гц до 20 кГц). Ультразвук широко используется в различных областях деятельности человека. Одна из важнейших сфер применения ультразвука – это медицинская визуализация. В 1920-х гг. французский физик Поль Ланжевен изучил повреждающие действия ультразвукового излучения на биологические объекты. Результаты исследований Ланжевена и других физиков привели к возникновению большого интереса к применению ультразвука в качестве терапевтического средства. Позднее ультразвук стал применяться в медицине для целей диагностики. Исследование внутренней структуры объектов с помощью ультразвука, причём не обязательно биологических, называется ультразвуковой эхоскопией. Ультразвуковая эхоскопия – это методы и технические средства получения визуальной информации о внутренней структуре различных объектов и сред путём использования явления отражения, рассеяния и поглощения ультразвуковых сигналов, образующихся при взаимодействии ультразвукового излучения с исследуемым объектом.

Важнейшими достоинствами ультразвука при использовании его в медицинских диагностических исследованиях является то, что ультразвук низкой интенсивности оказывается практически безвредным для живых организмов. Во всем мире возрастает количество диагностических исследований, проводимых с помощью ультразвука.

Одним из основных узлов любого ультразвукового (УЗ) диагностического прибора является УЗ преобразователь (ultrasound transducer). УЗ преобразователь является важнейшей частью всей

диагностической системы, и от него в существенной мере зависит качество получаемой диагностической информации. Основным назначением датчика является излучение УЗ волн, прием отраженных элементами биообъекта УЗ волн и преобразование их в электрическую форму для последующей обработки. Кроме того, большинство датчиков обеспечивают сканирование и фокусировку ультразвукового луча. УЗ многоэлементные преобразователи представляют собой высокотехнологичные устройства. В настоящее время для целей ультразвуковой диагностики применяется большое количество разнообразных датчиков: каждый современный УЗ диагностический прибор поставляется с комплектом датчиков. Появились универсальные УЗ преобразователи, предназначенные оптимальным образом для проведения исследования всех органов и тканей человека, в которых целесообразно применение ультразвука по физическим принципам.

Актуальность работы В настоящее время в медицине активно развиваются ультразвуковые (УЗ) методы визуализации внутренних органов и тканей живого организма – УЗ интроскопии (УЗИ). Огромное значение здесь имеют УЗ преобразователи (УЗП) – трансдьюсеры. Последним и наиболее ярким достижением в этой области является УЗ кардиологическая система ф. "Philips", позволяющая в реальном масштабе времени представить трехмерное изображение сердца и ее структур. В этой системе используется фазированный преобразователь, содержащий 3000 кристаллов.

Работа посвящена исследованию влияния трансдьюсера на качество УЗ медицинских изображений.

Целью работы является исследование влияния основных конструктивных элементов трансдьюсеров на качество работы медицинских

УЗ диагностических приборов и систем, что позволяет сделать выводы об эффективности определенного структурного элемента УЗП в зависимости от вида ультразвукового исследования.

Основными задачами работы являются системные исследования влияния материала и формы **пьезоэлемента, демпфера, согласующего слоя и акустической линзы** на качество УЗИ – с последующим сведением результатов работы в обобщенную таблицу.

Следующий этап работы будет посвящен исследованию влияния **фазированных решеток** трансдюсеров на качество УЗИ.

1. Основные критерии оценки качества УЗИ в медицине

1.1. Критерии качества экранных изображений

1.1.1. Световые характеристики изображения

К световым характеристикам изображения, которое видит врач на экране, относятся яркость, контрастность, четкость, цветовая температура и др. Поэтому для того, чтобы получить качественное ультразвуковое изображение необходимо иметь качественный монитор, который хорошо настроен. Ультразвуковые сканеры, применяемые в ультразвуковой аппаратуре, чаще всего имеют мониторы с размером диагонали экрана от 13 до 19 дюймов. Монитор с большей диагональю дает больше удобства при проведении диагностики. Большую роль также играет размер зерна экрана. Чем меньше размер зерна, тем более четким выглядит изображение на экране.

1.1.2. Частотные характеристики изображений

Качество экранных изображений в значительной степени зависит от частоты регенерации изображения (горизонтальная частота развертки). У современных мониторов она составляет не менее 80 герц. Увеличение частоты свыше 110 герц не дает заметного улучшения. Не следует путать вертикальную частоту развертки и частоту получения ультразвукового изображения при М-эхографии.

1.2. Критерии качества информативности изображений

1.2.1 Разрешающая способность

Основной мерой оценки качества получаемой ультразвуковой информации является разрешающая способность. Выделяют продольную и поперечную разрешающую способности, которые могут быть объединены в общее понятие пространственной разрешающей способности. Разрешающей способностью называется минимальное расстояние между двумя объектами,

на котором ультразвуковой прибор различает эти объекты отдельно. На практике для определения минимального расстояния различимости используется классический критерий, при котором полагается, что точечные объекты разрешаются (т.е. воспринимаются отдельно), если в суммарном сигнале от них есть провал (двугорбость). На рис. 1.1 изображены типичные случаи: а) хорошего разрешения - сигналы от точечных отражателей воспринимаются отдельно; б) предельного разрешения сигналы от отражателей воспринимаются отдельно, но при дальнейшем сближении отражателей сигналы от них сливаются, т.е. провал между ними исчезает, и тогда имеет место случай в) разрешения нет.

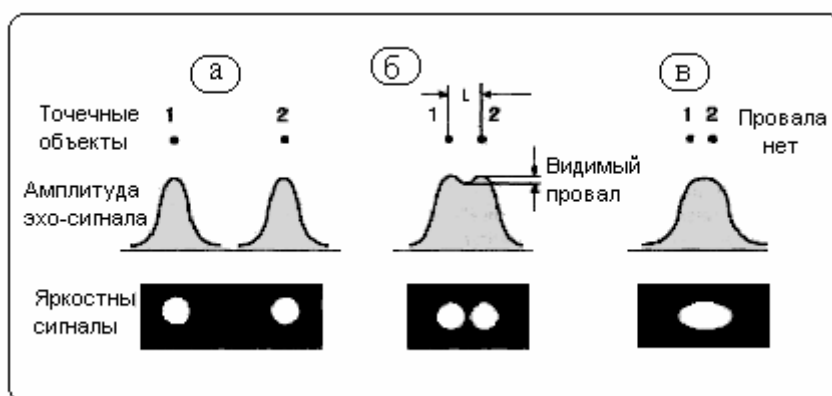


Рис. 1.1 К определению разрешающей способности по Рэлею. а - хорошее разрешение. б - предельное разрешение (L - мера разрешающей способности), в - разрешения нет.

Описанный критерий разрешающей способности называется разрешением по Рэлею (Rayleigh resolution).

Практически производители ультразвуковых приборов определяют разрешающие способности своих ультразвуковых преобразователей с помощью специальных фантомов, в которых существует возможность плавного изменения расстояния между тестовыми объектами и, таким

образом, при достижении некоторого минимального расстояния между ними изображение от этих объектов сливается, что говорит о пределе разрешения. Сказанное выше справедливо как для продольной, так и для поперечной разрешающих способностей.

Продольное разрешение показывает возможность различать в качестве отдельных изображений объекты, максимально близко расположенные друг к другу вдоль оси ультразвукового пучка.

Эхо-сигналы от элементарных отражателей разрешаются, если огибающие этих сигналов пересекаются на достаточно низком уровне. Очевидно, что если сигнал во времени занимает более короткий интервал, то продольная разрешающая способность выше. Эхо-сигнал получается в результате отражения зондирующего сигнала и практически повторяет его вид, поэтому продольная разрешающая способность определяется видом зондирующего импульса, прежде всего протяженностью его огибающей во времени, а также формой, в частности наличием или отсутствием так называемых «боковых лепестков». Для получения более высокой продольной разрешающей способности желательно использовать более короткие зондирующие сигналы. Однако имеются определенные физические ограничения - в акустическом сигнале не может быть менее 1-2 периодов колебаний. Поэтому зондирующий импульс с более высокой частотой колебаний внутри огибающей в принципе может быть короче, чем импульс с более низкой частотой. Поэтому датчики с высокой частотой обеспечивают более высокую разрешающую способность. Продольное разрешение определяется величиной: $\delta R_0 = 0,66c\tau_n$,

где c – скорость ультразвука в среде,
 $\tau_{и-}$ – длительность зондирующих импульсов.

Поперечное разрешение – это возможность увидеть объекты, лежащие перпендикулярно оси лучей излучения. Поперечное разрешение обратно пропорционально ширине луча и зависит от диаметра кристалла, частоты излучаемого звука и расстояния, на котором находятся объекты. Поперечное разрешение можно сильно улучшить с помощью специальных систем фокусирования. Если отражатели находятся в пределах поперечного сечения одного луча, то, очевидно, что они не разрешаются. Если же отражающие объекты находятся на расстоянии, которое позволяет им попадать в поперечные сечения различных лучей, то такие объекты различаются ультразвуковой системой. Во всех промежуточных ситуациях можно говорить о предельном для разрешения расстоянии между объектами, которое позволяет судить о величине поперечной разрешающей способности прибора.

Таким образом, поперечная разрешающая способность определяется расстоянием между лучами и ухудшается с увеличением этого расстояния. При повышении плотности расположения лучей можно улучшить поперечную разрешающую способность прибора. Повышение поперечной плотности лучей возможно при увеличении количества излучающих элементов, которые принимают участие в сканировании. При этом ширина лучей должна быть меньше или того же порядка, что и расстояние между их осями. Только в этом случае может быть достигнуто улучшение разрешающей способности. Очевидно, что между соседними элементами не должно быть больших промежутков. Понятно, что величина поперечной

разрешающей способности в значительной степени зависит также от типа датчика, применяемого способа сканирования и фокусировки. Из физических принципов взаимодействия ультразвукового поля с веществом понятно, что ультразвуковой луч расходится при увеличении расстояния от датчика. Также плохое разрешение наблюдается в ближней зоне, то есть области непосредственно примыкающей к излучающей поверхности датчика. Для того чтобы количественно охарактеризовать поперечную разрешающую способность, иногда ее оценивают на половине максимальной глубины, принятой для данной рабочей частоты датчика.

Кроме того, как доказывалось выше, итоговое разрешение зависит от электронных цепей обработки сигнала и качества monitorной системы. Плохое качество работы любого из узлов в цепи приема, преобразования и отображения ультразвуковой диагностической информации, резко снижает параметры разрешения, которые врач наблюдает на мониторе. Поперечное разрешение на расстоянии L от преобразователя определяется величиной:

$$\delta S_0 = 0,9L\lambda/D,$$

где λ – длина ультразвуковой волны,

D – диаметр преобразователя.

В табл. 1.1 даны примерные количественные оценки продольной и поперечной разрешающей способности для современных приборов среднего класса.

Таблица 1.1

Рабочая частота датчика, МГц	Продольная разрешающая способность, мм	Поперечная разрешающая способность, мм	Максимальная рабочая глубина, мм
3,5	0,8	2,5	200
5,0	0,6	1,5	130
7,5	0,4	0,8	70
10,0	0,3	0,4	40

В таблице 1.1 дана оценка разрешающей способности УЗ приборов среднего класса. Видно, что продольная разрешающая способность обратно пропорциональна частоте датчика. При данной рабочей частоте датчика продольная разрешающая способность несколько ухудшается с увеличением глубины, что связано с частотнозависимым характером затухания сигналов с глубиной.

Для достижения лучших параметров эхоизображения на экране аппарата и распознавания на нем необходимых объектов оптимальным образом следует считать случай равенства поперечной и продольной разрешающей способности.

Временная разрешающая способность.

Временная разрешающая способность характеризует способность системы воспринимать и отображать с достаточной скоростью изменение акустических характеристик биологических структур во времени. Особенно важна эта способность при исследовании биологических структур, параметры которых меняются достаточно быстро с течением времени, таких, например, как сердце и крупные сосуды. Таким образом, временная разрешающая способность определяет возможность получать информацию о движущихся структурах в реальном времени. Прежде всего, временная разрешающая способность зависит от максимальной частоты кадров прибора в секунду. Так, для исследования работы сердечно-сосудистой системы в динамике частота кадров должна быть не менее 16-20 Гц .

1.2.2. Чувствительность

Качество изображения и диагностическая информативность УЗ прибора зависят от его аппаратурных возможностей и определяются рядом технических характеристик, основными из которых является чувствительность электромеханического преобразователя.

Чувствительность является важнейшей характеристикой, определяющей диагностическую эффективность УЗ сканера. **Чувствительностью называется способность обнаруживать и наблюдать малые элементы структуры на фоне мешающих сигналов (помех) и собственных шумов системы.** Понятно, что внешние помехи оказывают воздействие на любую электронную систему приема и отображения сигналов. Также на аппаратуру воздействуют внутренние помехи (так называемые электромагнитные «наводки» на приемные цепи от других блоков системы) и, самое главное, собственные тепловые шумы приемного тракта, вызванные

беспорядочными движениями носителей электрического заряда в проводниках, причем интенсивность этих движений зависит от температуры. Прием сигналов от отражающих структур в глубине обследуемого объекта происходит на фоне этих помех и шумов.

Полезные сигналы малого уровня практически не отличаются от шумовых импульсов. Относительно сигналов несколько более высокого уровня можно более или менее уверенно принять, что они являются полезными сигналами. На экране монитора этим амплитудам соответствуют отметки различной яркости, а чтобы не отображать отметки от шумовых импульсов, устанавливается некоторый амплитудный порог, ниже которого сигналы не отображаются на экране. Выбор этого порога является компромиссом между стремлениями отсечь как можно большее количество шумов и обнаружить малые полезные сигналы. Количественно чувствительность определяется величиной минимального полезного сигнала, который может быть выделен на фоне шумов. Чувствительность УЗ прибора зависит от характеристик входных цепей приемника УЗ сканера и более всего от качества датчика, в первую очередь эффективности преобразования УЗ колебаний в электрические и наоборот. Особенно важна чувствительность прибора при работе на больших глубинах, где уровень полезных сигналов снижается вследствие затухания в биологических тканях. Поэтому чувствительность определяет максимальную рабочую глубину работы прибора, т.е. глубину, на которой еще обеспечивается уровень полезных сигналов, достаточный для их наблюдения.

Затухание УЗ сигналов в биологической среде в существенной мере увеличивается с частотой. Поэтому максимальная глубина с увеличением частоты датчика уменьшается. Приведенные в табл.1.1. значения

максимальной глубины для различных частот датчика примерно соответствуют характеристикам приборов среднего класса.

1.2.3. Протяженность мертвой зоны

Протяженность мертвой зоны зависит от времени, которое требуется пьезоэлементу для того, чтобы перейти из режима передачи УЗ сигнала в режим приема. Время перехода зависит, прежде всего, от длительности УЗ импульса. Уменьшение длительности УЗ сигнала, а следовательно, и протяженности мертвой зоны можно получить при улучшении условий механического и электрического демпфирования пьезоэлемента. Причиной возникновения мертвой зоны также являются процессы переотражения ультразвукового сигнала в отдельных элементах трансдюсера. Мертвая зона в большей или меньшей степени имеет место при работе с практически любым датчиком, хотя для датчиков электронного сканирования мертвая зона существенно уже. Часто наблюдается артефакт, причиной которого является не конструкция датчика, а близко расположенные биологические структуры, в которых происходит переотражение ультразвукового сигнала. Методы механического и электрического демпфирования подробнее рассматриваются в главе.

1.2.4. Динамический диапазон

Этот параметр характеризует способность УЗ системы отображать одновременно малые и большие сигналы, передавая различие в их уровне. Количественно динамический диапазон определяется отношением максимального сигнала к минимальному сигналу, отображаемому системой. Минимальным сигналом является сигнал, превышающий порог чувствительности. Максимальным отображаемым сигналом считается такой, который еще не «обрезается» сверху, проходя через систему, т.е. изменения

этого сигнала на входе приводят к изменению яркости соответствующей отметки на экране.

На рис. 1.2 показан вид зависимости выходных сигналов $U_{\text{вых}}$ от входных сигналов $U_{\text{вх}}$, а также осциллограммы сигналов на входе $U_{\text{вх}}(t)$ и на выходе $U_{\text{вых}}(t)$. Сигнал 1 соответствует пороговому уровню (уровню чувствительности), сигнал 2 имеет некоторую среднюю амплитуду, а сигнал 3 является максимальным, так как хоть он и близок к ограничению, однако его малое изменение (обозначено пунктиром) еще может быть передано на выход. Сигнал 4 системой ограничивается, и его изменение на входе не передается на выход.

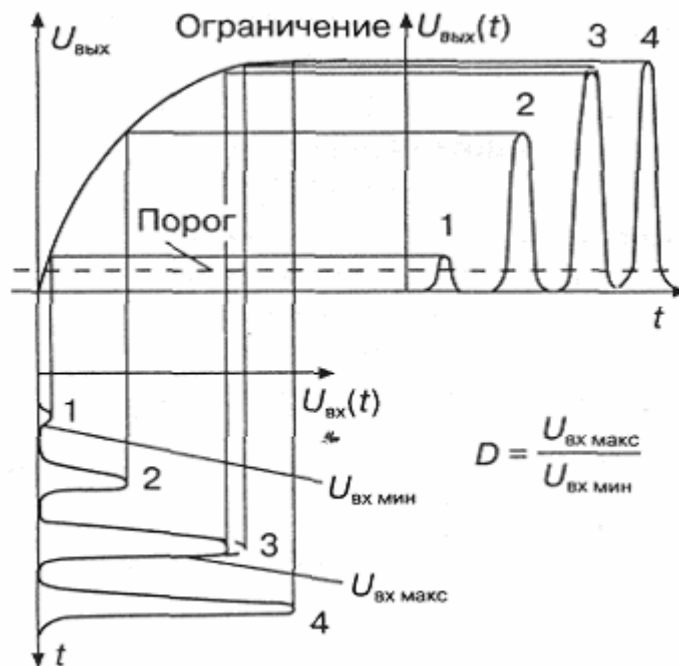


Рис. 1.2 Понятие о динамическом диапазоне D

Естественно, чем больше динамический диапазон системы, тем больше информации о различных структурах может быть отображено на экране монитора.

С динамическим диапазоном связано понятие **контрастной разрешающей способности**, которая определяет способность прибора передавать малые различия в уровне сигналов. Особенно важна эта способность для выявления небольших диагностически значимых изменений в характеристиках биологических тканей. Приборы с высокой контрастной разрешающей способностью имеют изображение с «мягкой» картиной, передающей легкие полутоновые различия яркостных отметок.

1.2.5. Амплитуда напряжения электрического сигнала

Величина амплитуды напряжения электрического сигнала определяется той мощностью УЗ сигнала, которую исследователь хочет получить для проведения диагностики. При равных условиях исследования большая амплитуда напряжения электрического сигнала требуется для пьезоэлементов с низким коэффициентом электромеханической связи.

1.2.6. Воспроизводимость

Под воспроизводимостью понимается возможность получения трансдюсеров с одинаковыми характеристиками излучения и приема УЗ сигнала. Очевидно, что приборы, изготовление которых характеризуется относительно простой технологией производства, обладают потенциально более высокой воспроизводимостью по сравнению со сложными датчиками.

Выводы

Для оценки информативности изображений можно использовать различные критерии. Критерии, которые были выбраны, соответствуют метрологическим характеристикам ультразвуковых аппаратов. Используемые метрологические характеристики утверждены в стандартах. Современные

ультразвуковые аппараты состоят из множества различных деталей, блоков и модулей, каждый из которых может повлиять на метрологические характеристики всей измерительной системы. В работе исследуется влияние элементов трансдюсеров на качество ультразвуковых исследований. Очевидно, что потенциально возможные метрологические характеристики формируются в трансдюсере - на этапе излучения и приема ультразвуковых сигналов.

2. Роль трансдюсеров в ультразвуковых системах

2.1. Место преобразователей в ультразвуковых системах

Ультразвуковая измерительная система состоит из приемника, излучателя, цепей передачи и преобразования электрических сигналов. От правильно подобранного УЗ преобразователя (УЗП) в значительной степени зависят результаты исследования. УЗП бывают различных типов в зависимости от способов сканирования и области применения (Табл.2.1).

Таблица 2.1

Тип УЗП	Особенности
Секторный механический	Имеется колпачок, который заполнен акустически прозрачной жидкостью для уменьшения потерь при прохождении УЗ сигналов. Важным параметром является угловой размер сектора сканирования, который указывается в маркировке УЗП (иногда дополнительно дается длина соответствующей дуги H рабочей поверхности). Пример маркировки: 3,5 МГц/90°.
Линейный	Важной характеристикой является длина апертуры, так как именно она определяет ширину прямоугольной зоны обзора. Пример маркировки линейного УЗП: 7,5 МГц/42 мм. Следует иметь в виду, что ширина зоны обзора в линейном УЗП всегда меньше на 20-40% длины апертуры.
Конвексный и	Зона обзора определяется двумя характерными

микроконвексный	размерами - длиной дуги H (иногда ее хорды), соответствующей выпуклой рабочей части, и угловым размером сектора сканирования в градусах. В микроконвексных УЗП характерным является радиус кривизны рабочей поверхности (апертуры), иногда дополнительно дается угол дуги α , определяющий угловой размер сектора обзора.
Фазированный секторный	Для фазированного секторного УЗП дается угловой размер сектора электронного сканирования в градусах.

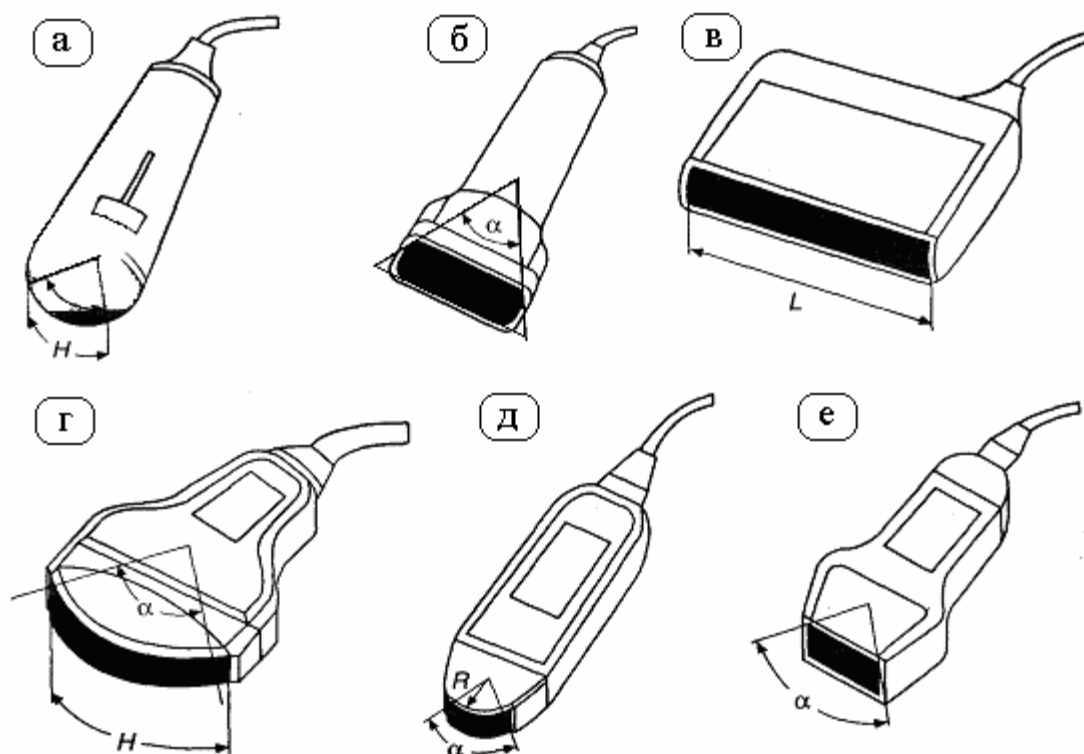


Рис .2.1 Ультразвуковые преобразователи.

На рисунке показан внешний вид различных типов УЗП, используемых для наружного обследования.

УЗП а) и б) реализуют механический тип сканирования. На рисунке хорошо виден защитный колпачок, который закрывает рабочую зону

движения пьезоэлемента. Объем под колпачком заполнен акустически прозрачной жидкостью, назначение которой – уменьшение потерь интенсивности ультразвука на переотражения.

На рисунке в) показан УЗП с линейным типом сканирования. Важнейшим параметром преобразователя линейного сканирования является геометрический размер апертуры, так как именно длина апертуры определяет величину зоны сканирования.

На рисунке г) показан внешний вид конвексного УЗП. Важными характеристиками являются длина выпуклой рабочей части (дуги апертуры) и угловой размер сектора сканирования.

Микроконвексный УЗП, который показан на рисунке д) характеризуется меньшим радиусом закругления рабочей части, чем конвексные УЗП.

На рисунке е) приведен фазированный секторный УЗП. Геометрические размеры фазированного УЗП выбираются из соображений удобства практического использования, а главным техническим параметром является угловой размер сектора электронного сканирования, который зависит от характеристик управляющих электронных цепей.

Еще один вид классификации УЗП возможен по областям медицинского применения[3]:

Таблица 2.2

Частота, МГц	Особенности
<i>Универсальные для наружного обследования</i>	
3,5-для взрослых 2,5-для глубоко расположенных органов	Чаще используются конвексные УЗП с угловым размером сектора сканирования: 40°-90°(реже - до 115°), и длиной дуги рабочей поверхности – 36-72 мм.

<i>Для органов, расположенных близко к поверхности и</i>	
7,5; иногда 5 или 10	Тип УЗП – линейный, размером 29-50 мм, реже конвексный, микроконвексный или секторный механический с водной насадкой с длиной дуги 25-48 мм.
<i>Кардиологические</i>	
3,5 или 5,0	Для исследования сердца используются УЗП секторного типа, что связано с особенностью наблюдения сердца через межреберную щель. Применяются УЗП механического сканирования (одноэлементные или с кольцевой решеткой) и фазированные электронные.
<i>Для педиатрии</i>	
5,0 или 7,5	Для обследования головного мозга новорожденных через родничок применяются секторный или микроконвексный УЗП.
<i>Внутриполостные</i>	
<i>Трансвагинальные</i>	
5,0 или 7,5	Как правило, трансвагинальные УЗП бывают секторного механического или микроконвексного типа с углом обзора от 90° до 270°. Ось сектора обычно расположена под некоторым углом относительно оси преобразователя. Иногда используются трансвагинальные датчики с двумя УЗ преобразователями, плоскости сканирования которых расположены под углом 90° друг к другу. Это так называемые биплановые трансвагинальные УЗП.
<i>Трансректальные</i>	

7,5; реже 4,0 и 5,0	Трансректальные УЗП в основном применяются для диагностики простатита. Имеется несколько типов таких УЗП. В одних используется секторное механическое сканирование в круговом (360°) секторе, при этом плоскость сканирования перпендикулярна оси УЗП. В других используется линейный УЗП, конструктивно располагаемый вдоль оси преобразователя.
	В третьих применяется конвексный УЗП с плоскостью обзора, проходящей через ось преобразователя. Иногда используются биплановые ректальные зонды с линейными и конвексными УЗП. Специфическая особенность этих УЗП - наличие канала подвода воды для заполнения одеваемого на рабочую часть резинового мешочка. Заполнение его водой осуществляется после введения зонда в область исследования и необходимо для того, чтобы обеспечить акустический контакт со стенками прямой кишки.
<i>Интраоперационные</i>	
5,0 или 7,5	УЗП вводятся в операционное поле, поэтому выполняются очень компактными. Как правило, применяются линейные преобразователи длиной от 38 до 64 мм. Иногда применяются конвексные УЗП с большим радиусом кривизны. К интраоперационным относятся конвексные, надеваемые на палец преобразователи, нейрохирургические и лапароскопические преобразователи (жесткие или гибкие).
<i>Трансуретральные</i>	
7,5	Используются также УЗП малого диаметра, вводимые через уретру в мочевого пузырь. В них применяется механическое секторное или круговое (360°) сканирование.
<i>Чреспищеводные</i>	

5,0	<p>Этот вид УЗП используется для наблюдения сердца со стороны пищевода. Сконструирован по тому же принципу, что и гибкий эндоскоп, с аналогичной системой управления ракурсом наблюдения.</p> <p>Применяется секторное механическое, конвексное или фазированное секторное сканирование. В современных системах часто используются зонды бипланового типа с двумя секторными УЗ преобразователями.</p>
<i>Внутрисосудистые</i>	
10-20,0	<p>Используются для инвазивного обследования сосудов. Сканирование – секторное механическое (обычно круговое - 360°).</p>
<i>Узкоспециализированные</i>	
<i>Офтальмологические</i>	
10	<p>УЗП используются в специальных УЗ диагностических приборах для офтальмологии и позволяют получать изображения внутренних структур глаза.</p> <p>Сканирование чаще всего механическое секторное или конвексное. Сектор сканирования 30°-45°.</p>
<i>Для транскраниальных исследований</i>	
10-20,0	<p>Применяются для обследования мозга через кости черепа (в височной или затылочной области). Обычно это датчики с одноэлементным УЗ преобразователем и без пространственного сканирования.</p>
<i>Широкополосные и многочастотные</i>	

3-5,0 4-7,0 5-10	В УЗП используется особые широкополосные пьезоэлементы, что приводит к существенному улучшению разрешающей способности, особенно в ближней и средней зонах по глубине. В некоторых приборах применяется переключение рабочих частот широкополосного УЗП – так называемые, многочастотные УЗП.
<i>Доплеровские</i>	
От 5 до 7,5	УЗП применяются только для получения информации о скорости или спектре скоростей кровотока в сосудах.
<i>3D-УЗП</i>	
От 5 до 7,5	Специальные УЗП для получения 3D (трехмерных) изображений используется редко. Чаще применяются обычные УЗП двухмерного изображения вместе со специальными приспособлениями, обеспечивающими сканирование по третьей координате.

2.2. Требования действующих стандартов

Производство ультразвуковой аппаратуры, как и производство любых технических изделий, подлежит строгой стандартизации. Соответствующие стандарты определяют значение многочисленных параметров, устанавливая наихудшие значения технических параметров, которые могут быть у ультразвукового аппарата. Это означает, что фирма-производитель не имеет права продавать прибор, технические параметры которого хуже прописанных в стандартах. Стандарты различаются по области действия – они бывают государственными и международными. Соответствие государственным стандартам при невыполнении требований международных стандартов приводит к тому, что фирма-производитель может продавать изготавливаемые ею аппараты только на территории данного государства. Очевидно, что требования стандартов не препятствуют выпуску приборов с техническими

характеристиками лучше, чем описанные в стандарте. Некоторые статьи стандартов требуют изготовления приборов в полном соответствии с ними. Кроме того, стандартизация позволяет ввести единообразную классификацию технических терминов. В таблице 2.3 приведена классификация показателей качества и характеризующих ими свойств прибора. Некоторые из перечисляемых свойств непосредственно относятся к показателям качества, зависящим от параметров трансдьюсеров [11].

Таблица 2.3.

Наименование показателя качества	Обозначение показателя качества	Наименование характеризующего свойства
Пределы допускаемой погрешности измерения линейных размеров	Δ_l	Метрологическая характеристика
Пределы допускаемой погрешности измерения скорости	Δ_c	То же
Продольная разрешающая способность	$\alpha_{пр}$	Способность различать малые объекты, расположенные вдоль направления распространения УЗ луча
Поперечная разрешающая способность	$\alpha_{пп}$	Способность различать малые объекты, расположенные поперек направления распространения УЗ луча
Динамический диапазон принимаемых сигналов	-	Способность обнаруживать объекты в поглощающей среде
Число элементов изображения	-	Качество изображения
Порог чувствительности высокочастотного тракта	-	Способность обнаруживать объекты
Диапазон измерения линейных размеров	-	Метрологическая характеристика

Диапазон измерения доплеровских частот	-	То же
Диапазон измерения скорости	-	Область применения
Динамический диапазон отображаемых сигналов	-	Полнота воспроизведе-ния структуры акусти- ческих неоднородностей
Амплитуда напряжения возбуждения УЗП	$U_{\text{возб}}$	Интенсивность излучения
Протяженность мертвой зоны	$I_{\text{м.з}}$	Способность регистрации сигналов вблизи ультразвукового преобразователя
Протяженность зоны ультразвукового сканирования	$I_{\text{ск}}$	Зона наблюдения
Угол сканирования	$\varphi_{\text{ск}}$	То же
Частота сканирования	$F_{\text{ск}}$	Возможность наб-людения движущихся объектов
Число линий сканирования	N	Качество отображения информации
Глубина ультразвукового сканирования	-	Область применения

2.3. Сканирование

Сект орное механическое сканирование

Основной режим работы большинства ультразвуковых сканеров – это режим В (2D-режим), в котором используется несколько видов сканирования. Секторное механическое сканирование обеспечивается за счет механического перемещения (вращения или качания) ультразвукового излучателя внутри преобразователя [3].

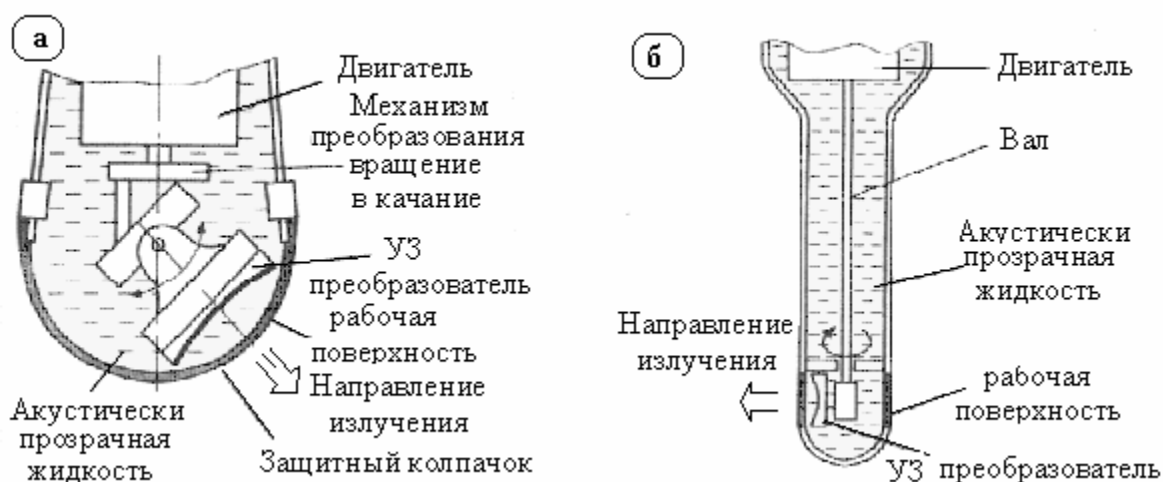


Рис.2.2 . Варианты механического сканирования.

На рис.2.2 показано внутренне устройство УЗП секторного механического сканирования, в котором угловое перемещение ультразвукового луча достигается за счет качания вокруг некоторой оси ультразвукового элемента, излучающего или принимающего ультразвуковые сигналы. Вращающий момент от двигателя передается через особый механизм преобразования на держатель ультразвукового пьезоэлемента, что заставляет его качаться вокруг определенной оси. Как показано на рисунке, направление излучения в каждый момент времени определяется углом, на который отклоняется рабочая поверхность пьезоэлемента в данный момент. Качание датчика происходит в среде, заполненной акустически прозрачной жидкостью.

Другой вариант реализации механического сканирования – датчик роторного типа, в котором пьезоэлемент вращается вокруг некоторой оси. Видно, что излучающий элемент, закрепленный на валу, также движется в акустически прозрачной жидкости. Очевидно, что ультразвуковое эхоизображение в случае применения датчика роторного типа имеет

характерный вид, так как несет информацию об области биологических тканей, примыкающих к датчику со всех сторон.

Линейное сканирование

Линейное сканирование, при котором обеспечивается перемещение УЗ луча параллельно самому себе без изменения угла, чаще всего реализуется электронным способом. Качество изображения сильно зависит от класса прибора, который, прежде всего, характеризуется количеством отдельных излучающих элементов.

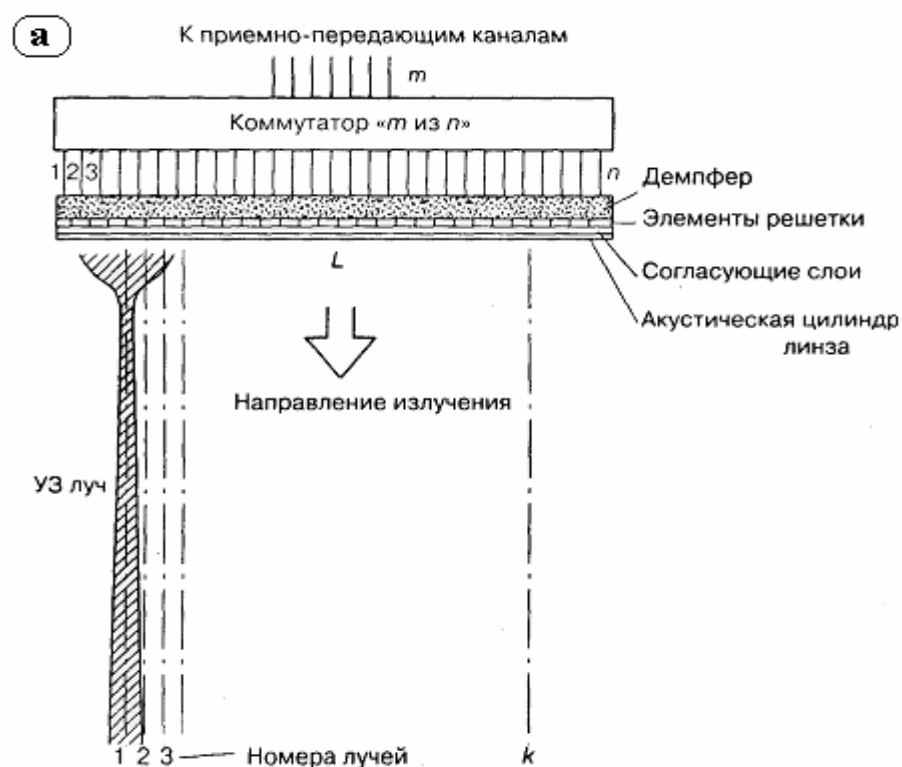


Рис.2.3 Линейное сканирование.

На рис. 2.3. показан датчик линейного электронного сканирования. Видно, что в определенный момент времени активными является лишь малая часть от общего количества пьезоэлементов. Последовательное включение элементов позволяет производить перемещение ультразвукового луча. Прием

осуществляется теми же элементами, которые в предыдущий момент времени излучали, то есть питающее электрическое напряжение подается последовательно к следующей подрешетке элементов.

Конвексное элект ронное сканирование

Конвексное электронное сканирование отличается от линейного формой апертуры датчика, которая выполнена в виде дуги. Выпуклая форма излучающей поверхности обеспечивает расхождение ультразвуковых лучей в форме сектора.

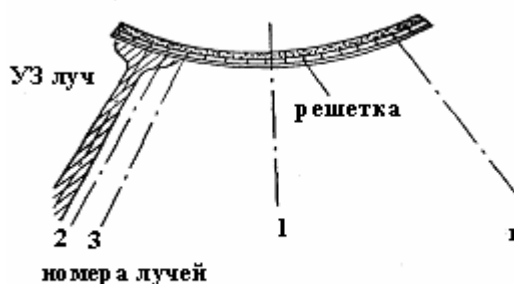


Рис.2.4. Конвексное электронное сканирование.

Конвексное электронное сканирование имеет отличительную особенность, которая состоит в том, что апертура имеет выпуклую поверхность. Эхоизображение, которое формируется конвексным УЗП, имеет вид сектора.

Микроконвексное сканирование

Микроконвексное сканирование характеризуется меньшим радиусом дуги поверхности (радиус не более 20-25 мм).

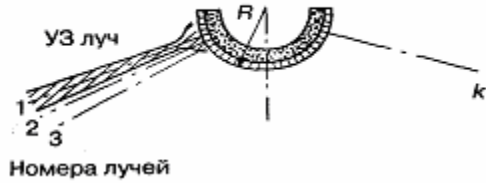


Рис. 2.5. Схема микроконвексного сканирования.

Фазированное сканирование

При фазированном сканировании в излучении участвуют все элементы преобразователя, а сканирование возникает за счет управления временем

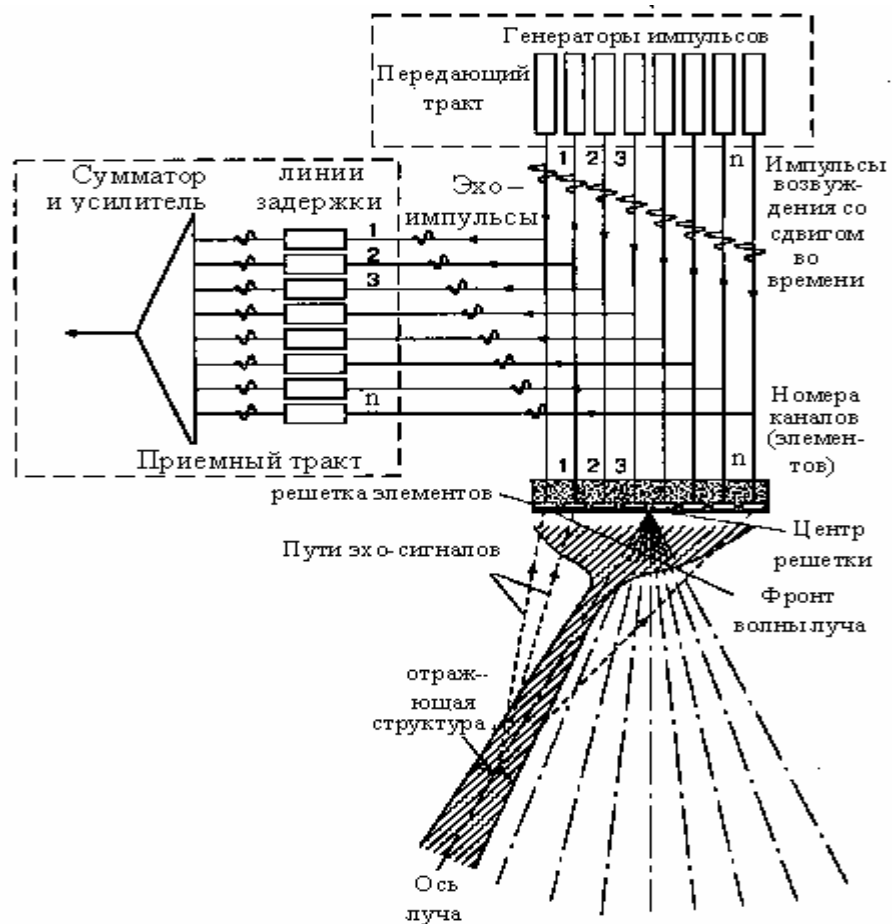


Рис.2.6. Фазированное секторное электронное сканирование задержки электрических сигналов перед подачей их на пьезоэлемент. Векторный способ сканирования является усложненным способом

фазированного сканирования, который построен на возможности корректировки и расчета задержки (и фазы) сигналов так, чтобы компенсировать разность путей эхо-сигналов для луча с осью, сдвинутой относительно центра решетки элементов. Изображенные на рисунке УЗ луч формируется в результате сложения в пространстве колебаний от всех пьезоэлементов. В этом состоит основное отличие фазированного типа сканирования от описанных выше. Управление пространственным положением УЗ луча осуществляется управлением фазами электрических возбуждающих импульсов, подаваемых на пьезоэлементы фазированной решетки. В третьей главе диссертации анализируются параметры, влияющие на качество УЗ изображения, создаваемого фазированной матрицей.

Ниже приводится таблица, в которой перечислены различные виды сканирования, их достоинства и недостатки.

Таблица 2.4

Вид сканирования	Достоинства	Недостатки
Секторное (механическое) сканирование	<p>Возможность использования УЗП с высокой частотой (10 МГц и более).</p> <p>Возможно сканирование в диапазоне углов от 120° до 360°.</p> <p>Возможность применять кольцевые (аннулярные) УЗП с высокой поперечной разрешающей способностью не только в плоскости сканирования, но и в плоскости, ей перпендикулярной.</p> <p>Малый размер рабочей поверхности УЗП,</p>	<p>Малый размер зоны обзора</p> <p>Наличие в УЗП механически движущихся частей, что иногда может приводить к снижению надежности и вибрации УЗП в руках оператора</p> <p>Мертвая зона в ближней области сектора наблюдения. на малых глубинах.</p> <p>Увеличение расстояния между лучами (акустическими строками) на больших глубинах.</p> <p>Взаимное смещение направлений излучения и приема.</p>
Конвексное	Малая расходимость пучка,	Выпуклая поверхность

сканирование	то есть высокая плотность акустических строк на больших глубинах.	УЗП, которая может деформировать близкорасположенные структуры.
Микроконвексное сканирование	те же, что и у других видов секторного сканирования	Поперечная разрешающая способность у микроконвексных УЗП может быть несколько хуже, чем у секторных механических и секторных фазированных УЗП
Фазированное секторное электронное сканирование.	Малый размер УЗП и небольшая рабочая поверхность, контактирующая с пациентом. Высокая частота кадров. Большие, чем у других видов секторного сканирования, возможности для одновременной работы в режимах В (2D), М(ТМ) и доплеровском.	Заметное расхождение пучка, что приводит к некоторому ухудшению качества изображения на краях сектора сканирования, заметное на углах более 25-30 от оси сектора в обе стороны. Малая ширина зоны обзора на небольших глубинах - меньшая, чем при механическом и микроконвексном сканировании. Вероятность ухудшения качества изображения из-за некачественного выполнения решетки и точного управления задержками

2.4. Фокусировка

Фокусировка предназначена для улучшения поперечной разрешающей способности в зоне наблюдения. Вследствие физических основ распространения ультразвука поперечная разрешающая способность наилучшая только в определенной зоне фокуса, в ближней и дальней зоне

разрешение низкое. Фокусом называется зона, в которой ширина ультразвукового луча минимальна. Для того чтобы улучшить разрешение в большом диапазоне расстояний необходимо применять специальные меры фокусировки.

Существует два типа фокусировки: геометрическая и электронная. Геометрическое фокусирование становится возможно при создании пьезоэлемента с излучающей поверхностью вогнутой формы. Такой способ фокусировки отличается простотой, однако не позволяет управлять параметрами фокусировки в процессе работы УЗП. Возможное решение этой проблемы состоит в использовании преобразователя с тремя излучателями, имеющими различное фокусное расстояние. Специальная механическая система позволяет в процессе работы такого УЗП чередовать излучение от каждого из излучателей для того, чтобы получать изображения с наилучшей фокусировкой в зависимости от глубины зондирования. Данный метод обладает теми же недостатками, что и все механические системы – невысокая скорость работы и низкая надежность.

Электронная фокусировка возможна за счет электронного управления моментами включения пьезоэлементов датчиков. Существует возможность получения нескольких фокусов за счет снижения частоты кадров ультразвукового изображения.

Способ фокусировки, при котором изображение получается составленным из нескольких зон, называется динамической фокусировкой. Динамическая фокусировка предоставляет возможность наблюдать достаточно большой диапазон глубин с хорошей разрешающей способностью. Недостаток динамической фокусировки – уменьшение частоты кадров. Этот недостаток является несущественным при наблюдении

статичных органов, но серьезно ограничивает возможности исследования подвижных структур. Динамическая фокусировка может быть реализована механическим (с помощью переключаемых излучателей и кольцевых решеток) и электронным способом. Последний позволяет добиться значительно более высоких характеристик фокусирования. Для этой цели применяются многоэлементные преобразователи в трандьюсерах линейного, конвексного, фазированного сканирования. Принцип действия электронной фокусировки заключается в том, что с помощью специальных задерживающих электрических цепей удается сформировать вогнутый фронт ультразвуковой волны, который в силу физических принципов распространения ультразвука фокусируется в заданной зоне. Механическая фокусировка с применением кольцевой решетки в отличие от датчика с механическим переключением излучателей дает возможность установить фокус практически на любой глубине и получить составное изображение с достаточно большим количеством отдельных зон. Кольцевая решетка позволяет регулировать размер излучающей апертуры с помощью включения/отключения отдельных внешних колец. Такая возможность получила название динамической апертуры. Фокусировка, основанная на применении кольцевой решетки, создает узкий ультразвуковой луч, причем направлением этого луча можно довольно легко управлять.

К достоинствам динамической апертуры можно отнести следующие:

- относительно малое изменение поперечной разрешающей способности с увеличением глубины зондирования. Это исключает зависимость качества отображаемых органов от глубины их расположения,

но при этом разрешающая способность в ближней зоне меньше максимально возможной для данного преобразователя.

- уменьшение числа переключений фокальных зон на малых глубинах.

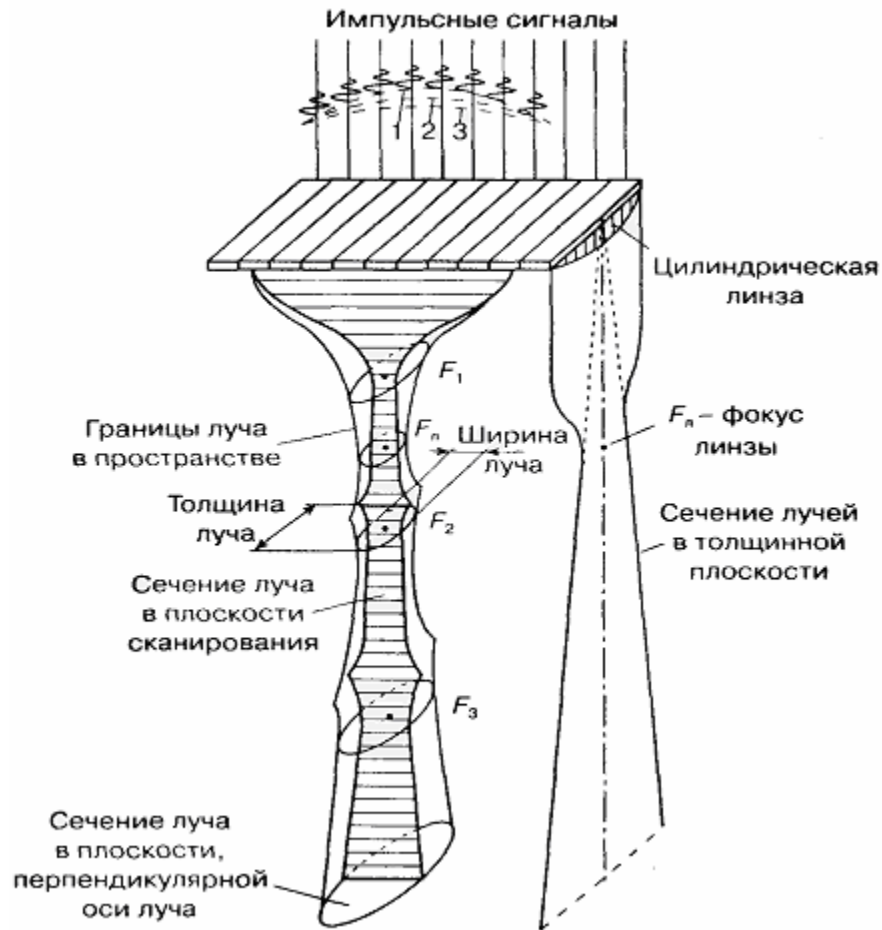


Рис. 2.7. Динамическая фокусировка в электронных УЗП линейного сканирования.

Динамическая фокусировка позволяет фокусировать луч на различную глубину благодаря тому, что электрическое возбуждение подается на элементы УЗП с некоторым сдвигом во времени. Таким образом в пространстве возникает фронт волны, радиус кривизны которого зависит от величин задержек в напряжениях сигналов[3]. Поэтому фокусное расстояние в случае динамической фокусировки может быть изменяемым, что позволяет

врачу получать эхоизображение с хорошими параметрами поперечной разрешающей способности.

Выводы

Высокое качество ультразвуковых исследований может быть достигнуто только при условии правильного выбора типа УЗП, способа фокусировки и сканирования, соответствующих конкретному исследованию. Некоторыми преимуществами обладают УЗП, в которых сканирование осуществляется электронным способом, однако механическое сканирование оказывается более подходящим в случае кардиологических исследований, тем более, что технология изготовления УЗП механического сканирования постоянно совершенствуется.

3. Анализ влияния элементов трансдюсера на качество УЗИ

Таблица 3.1

<i>Элемент</i>	<i>Назначение</i>	<i>Характеристики</i>	<i>На что оказывает влияние</i>
Пьезоэлемент	Преобразование электрических колебаний в ультразвуковые и наоборот	Коэффициент электромеханической связи, определяющий ту часть электрической энергии, которая может быть преобразована в акустическую (и наоборот)	Пространственная разрешающая способность Чувствительность

Согласующие слои	Компенсация различия волновых сопротивлений ПЭ и биоткани с целью повышения эффективности передачи УЗ энергии в биоткань	1. $h = \lambda/4$, где h – толщина согласующего слоя. 2. $Z_{\text{согл}} = (Z_{\text{пэ}} * Z_{\text{ткань}})^{1/2}$, где $Z_{\text{согл}}$ – акустическое сопротивление согласующего слоя	Чувствительность
Акустическая линза	Фокусировка на заданной глубине	Скорость распространения УЗ	Пространственная разрешающая способность
Демпфер	Демпфирование отраженных УЗ волн, исключаящее реверберационные помехи	Акустическое сопротивление	Чувствительность Полоса пропускаемых частот
Электрические согласующие цепи	Регулирование электрической добротности ПЭ излучателя	Частота резонанса	Чувствительность Полоса частот
Гель	Улучшение акустического контакта	Вязкость	Чувствительность

3.1. Пьезоэлемент

3.1.1. Материал

Все пьезоматериалы можно разделить на три группы [7]:

Монокристаллические материалы

Пьезокерамические материалы

Полупроводниковые пьезоэлектрические материалы

Основные свойства, по которым будет оцениваться характеристика материала [9]:

температура Кюри,

диэлектрические потери,
коэффициент электромеханической связи,
диэлектрическая проницаемость,
механические свойства.

Температура Кюри определяет внешние температурные условия, в которых может работать пьезоэлемент. При превышении температуры Кюри пьезоэлемент может потерять свои свойства.

Диэлектрические потери влияют на эффективность электромеханического преобразования.

Коэффициент электромеханической связи – главная характеристика, которая определяет эффективность преобразования механических колебаний в электрические и наоборот.

Диэлектрическая проницаемость влияет на условия формирования электрических зарядов на гранях пьезоэлемента, и, следовательно, на вид возникающего электрического поля

Механические свойства, такие как упругая податливость, пьезомодуль, добротность определяют интервал рабочих (резонансных) частот пьезоэлемента, возникающих в определенной плоскости, а также величину влияния внешних механических условий на работоспособность материала.

Монокристаллические материалы

Наиболее распространенным из этих материалов является кварц (SiO_2), ниобаты щелочных металлов (LiNbO_3 , $\text{Ba}_2\text{NaNb}_5\text{O}_{15}$), галлат лития (LiGaO_2), танталат лития (LiTaO_3), иодат лития (LiIO_3), титанат свинца (PbTiO_3) [15].

Таблица 3.2.

	$T_{\text{Кюри}}$	Диэлектрические потери	Коэффициент электромеханической связи	Механические свойства	Диэлектрическая проницаемость
SiO_2	+	++	-	++	++
LiNbO_3	+	++	- +	+	+
$\text{Ba}_2\text{NaNb}_5\text{O}_{15}$	+	++	++	+	+ -
LiGaO_2			+	+	+
LiTaO_3	+		+ -	+	+ -
LiIO_3	-		++	-	+
PbTiO_3	+	-	++	+	--

Пьезокерамические материалы

Наиболее употребительными из группы пьезокерамических материалов являются следующие [7]:

Титанат бария (BaTiO_2) – ТБ1; Твердый раствор титанат бария кальция свинца (BaCaPbTiO_3) - ТБК3; Цирконат титанат свинца ($\text{Pb}(\text{ZrTi})\text{O}_3$) – ЦТС 19, ЦТС 21, ЦТС 24 – в США PZT; Ниобат бария свинца ($\text{Pb}_{1-x}\text{Ba}_x\text{Nb}_2\text{O}_6$, $x=0$ – 1;

Ниобат натрия калия ($\text{Na}_5\text{K}_{0,5}\text{NbO}_3$).

Таблица 3.3.

	$T_{\text{Кюри}}$	Диэлектрические потери	Коэффициент электромеханической связи	Механические свойства	Диэлектрическая проницаемость
ТБ 1	--	--	+ -	+ -	--
ТБК 3	--	+	+ -	+ -	-
ЦТС 19	-	+ -	+	+	-
ЦТС 23	-	+	++	+	--
PZT-5H	-	-	+	+	--
PZT-8	-	+	+	+	-
$\text{Pb}_{1-x}\text{Ba}_x\text{Nb}_2\text{O}_6$	-	-		+	-
$\text{Na}_5\text{K}_{0,5}\text{NbO}_3$	+	-	++	+	-

Пьезокерамические материалы имеют довольно простую технологию изготовления пьезоэлементов различной формы, обладают высоким коэффициентом электромеханической связи, хорошими механическими свойствами. Недостатками пьезокерамических материалов являются большие диэлектрическая проницаемость и большие диэлектрические потери. Кроме того, пьезокерамические материалы имеют относительно низкую температуру Кюри, что ограничивает их частотный диапазон МГц. Однако такие рабочие частоты редко используются в медицинских исследованиях, поэтому с учетом своих преимуществ пьезокерамические материалы в настоящее время очень широко используются в датчиках УЗ медицинских приборов, особенно для изготовления многоэлементных решеток трансдьюсеров.

Полупроводниковые пьезоматериалы

Наиболее распространенными полупроводниковыми пьезоматериалами являются: Сульфид кадмия (CdS); Селенид кадмия (CdSe); Окись цинка (ZnO).

Таблица 3.4.

	$T_{\text{Кюри}}$	Диэлектрические Потери	Коэффициент Электромеханической связи	Механические свойства	Диэлектрическая проницаемость
CdS	+		+	+	+
CdSe	++		+	+	+
ZnO	++		+	+ -	+

Полупроводниковые пьезоматериалы могут использоваться в диапазоне очень высоких рабочих частот (до ГГц). Кроме того, полупроводниковые пьезоматериалы обладают замечательным свойством – изменение удельного электрического сопротивления влияет на

электроакустические свойства преобразователей, изготовленных из полупроводниковых пьезоматериалов.

Рассмотрим влияние главных характеристик пьезоматериалов описанных трех групп на качество УЗ исследований по следующим критериям [3]:
разрешающая способность (продольная и поперечная),
чувствительность,
протяженность мертвой зоны,
динамический диапазон принимаемых сигналов,
динамический диапазон измерения скорости (для доплеровских исследований),
амплитуда напряжения электрического сигнала,
воспроизводимость.

Анализ влияния параметров пьезоматериала

Лучше, если пьезоматериал имеет высокую температуру Кюри, то есть такую, которая не может быть достигнута в любом из режимов излучения ультразвука пьезоэлементом. При необходимости могут быть приняты специальные меры по охлаждению материала излучателя.

Коэффициент электромеханической связи – это характеристика, которая определяет эффективность преобразования электрического сигнала в ультразвуковой импульс (коэффициент прямого преобразования – режим излучения) или преобразование принятого эхо-сигнала в электрический в режиме приема (коэффициент обратного преобразования).

Коэффициент прямого электромеханического преобразования [9]:

$$L = P_{1cp}/U_0 ,$$

где P_{1cp} – среднее значение амплитуды акустического давления излучаемой волны,

U_0 – амплитуда электрического напряжения, возбуждающего преобразователь в режиме излучения

Коэффициент обратного электромеханического преобразования:

$$\mathbf{M} = \mathbf{U}/\mathbf{P}_{2cp} \text{ или } \mathbf{M} = \mathbf{I}/\mathbf{P}_{2cp}, \text{ где}$$

P_{2cp} – среднее значение амплитуды ультразвуковой волны, приходящей на преобразователь,

U и I – соответственно электрическое напряжение и ток, возникающие между электродами пьезопреобразователя в режиме приема

Коэффициент двойного электромеханического преобразования:

$$\mathbf{D} = \mathbf{LM}.$$

Величина коэффициента электромеханического преобразования прямым образом влияет на чувствительность УЗ сканера и определяет глубину зондирования. Если коэффициент электромеханической связи зависит от амплитуды принимаемых сигналов, то это означает, что при приеме очень больших или малых сигналов преобразователь может не позволить определить небольшие различия в уровнях, как для больших, так и для малых сигналов. В доплеровских исследованиях важно, чтобы коэффициент двойного электромеханического преобразования мало зависел от частоты приходящего УЗ эхо-сигнала, то есть преобразователь должен иметь по возможности линейную амплитудно-частотную характеристику в широком диапазоне частот.

От величины коэффициента электромеханического преобразования также зависит амплитуда напряжения возбуждающего электрического импульса для получения требуемой интенсивности ультразвуковой волны.

Диэлектрические потери – это характеристика пьезоматериала, которая тесно связана с коэффициентом электромеханической связи. Понятно, что в

любом случае желательна минимальность диэлектрических потерь для получения качественного изображения на экране ультразвукового аппарата.

Под механическими свойствами пьезоматериала понимают такие характеристики, как постоянная упругости, коэффициент упругой податливости по координатам и механическая добротность.

Очевидно, что механические свойства сильно влияют на возможность формирования коротких по времени импульсов, возможность работы на высоких частотах. Также механические свойства могут влиять на ширину УЗ луча в поперечной плоскости (например, возможность изготовления работоспособных пьезоэлементов малого размера сильно зависит от механических свойств материала, из которого изготавливается пьезоэлемент). Таким образом, можно сделать вывод о влиянии механических свойств на продольную и поперечную разрешающие способности УЗ прибора. Ширина мертвой зоны определяется скоростью процессов излучения и приема ультразвуковых сигналов, что в свою очередь зависит от механических свойств пьезоэлемента. Динамический диапазон принимаемых сигналов зависит от механических свойств пьезоэлемента, различных при приеме сигналов крайних значений динамического диапазона. В режиме доплера важна независимость механических свойств от частоты принимаемого эхо-сигнала.

Диэлектрическая проницаемость определяет возможность работы на высоких частотах и ширину формируемого ультразвукового луча, следовательно, влияет на разрешающую способность (продольную и поперечную). Также диэлектрическая проницаемость влияет на условия приема, то есть на эффективность электромеханического преобразования и в конечном итоге на чувствительность УЗ прибора в целом. Диэлектрическая

проницаемость как характеристика, влияющая на процессы электромеханического преобразования, сказывается на ширине мертвой зоны. Зависимость диэлектрической проницаемости от частоты повлияет на качество измерения скорости исследуемого объекта в режиме доплера.

Важным критерием оценки качества ультразвуковых исследований является воспроизводимость, которая в частности зависит от воспроизводимости пьезоэлемента. Воспроизводимость пьезоэлемента возрастает с увеличением технологичности материала, то есть простоты его производства (количества технологических операций, их сложности), которая зависит от механических свойств материала, его пригодности для обработки.

3.1.2. Форма

Форма пьезоэлемента влияет на способность геометрической фокусировки. В общем случае вогнутая форма обеспечивает фокусировку луча, а выпуклая – наоборот [12].

В общем случае имеет смысл говорить не только о форме одного излучающего пьезоэлемента, но и об апертуре решетки излучающих элементов. Из физических соображений видно, что придание излучающей поверхности вогнутой формы приводит к заметно выраженной фокусировке ультразвукового луча, уменьшению ближней зоны, а также уменьшению величины зоны фокусировки и приближению к поверхности датчика начала дальней зоны (что нежелательно), то есть от формы пьезоэлемента зависит разрешающая способность в зависимости от области зондирования. Фокусировка определяет величину глубины зондирования. Форма пьезоэлемента обычно выбирается в расчете на конкретную длину волны,

поэтому важно, чтобы доплеровский сдвиг частота не приводил к выходу эхо-сигнала за пределы оптимального рабочего диапазона.

В зависимости от формы находится фокусировка зондирующего ультразвукового луча в той или иной зоне. Таким образом, можно утверждать, что величина поперечной разрешающей способности на определенном расстоянии от датчика зависит от формы изучающего пьезоэлемента. На продольную разрешающую способность влияние не оказывается.

Чувствительности от формы пьезоэлемента непосредственно не зависит, однако элементы сложной формы имеют более сложную технологию интеграции в трансдьюсер, что может привести к снижению чувствительности при передаче электрического сигнала.

Форма излучающего элемента не оказывает влияние на протяженность мертвой зоны.

Форма излучающего элемента не оказывает влияние на динамический диапазон.

Толщина (линейный размер, поперечный плоскости излучения) пьезо-элемента часто выбирается с учетом длины волны зондирующего ультразвукового излучения. Поэтому при приеме сигналов от быстро движущихся объектов чувствительность приемы может быть резко снижена вследствие выхода частоты сигнала за пределы оптимального диапазона, в расчете на который выбрана форма пьезоэлемента.

Форма излучающего элемента не оказывает влияния на амплитуду напряжения электрического сигнала.

Воспроизводимость улучшается с упрощением формы пьезоэлемента и уменьшением количества пьезоэлементов в решетке многоэлементного ультразвукового датчика.

3.1.3. Расположение электродов

Продольная разрешающая способность тесно связана с понятием широкополосности, то есть способностью пьезоэлемента принимать и излучать в широкой полосе частот. Подбирая расположение электродов на пьезоэлементах разной формы (треугольная, прямоугольная, пятиугольная, клинообразная) удастся получить различные толщины пьезоэлементов между электродами. Это означает, что на этих толщинах укладывается нечетное число длин волн широкой полосы частот. Таким образом, в конструкции пьезоэлементов подбором расположения электродов стараются обеспечить монотонную частотную характеристику в широком диапазоне частот. Поперечная разрешающая способность определяется диаграммой направленности. Расположение электродов, которое обеспечивает вогнутую форму активной (возбуждаемой) зоны пьезоэлемента. В сочетании с формой пьезоэлемента это позволяет получать разнообразные свойства фокусировки. При прочих равных условиях вогнутая форма пьезоэлемента имеет ряд преимуществ перед клинообразной, так как диаграмма последних сильно зависит от частоты.

В некоторых случаях электроды располагаются таким образом, что в различных областях пьезоматериала линии электрического поля образуют различные углы с осью поляризации. При этом у активной поверхности пьезоэлемента линии электрического поля получаются почти перпендикулярными к этой поверхности и в этой зоне создаются наиболее благоприятные условия электроакустического преобразования сигнала:

колебания, генерируемые у электродов, распространяются по толщине пьезоэлемента и претерпевают многократные отражения от его граней и таким образом эффективно поглощаются. В некоторых случаях можно увеличить чувствительность за счет такого расположения электродов, при котором линии электрического поля получаются перпендикулярными к поверхности электродов.

В современных приборах для медицинской ультразвуковой эхоскопии в подавляющем большинстве случаев используются для получения ультразвуковых волн не одиночные пьезоэлементы, а целые матрицы пьезоэлементов [7]. Чаще всего излучающий пьезоэлемент матрицы имеет простую прямоугольную форму и два электрода на гранях. Однако существуют технические решения, обеспечивающие подавление побочных мод колебаний пьезоэлементов методом электроакустического демпфирования его боковых граней и одновременного повышения чувствительности пьезоэлектрической матрицы. Данный подход предусматривает такую конструкцию многоэлементной матрицы, когда каждый элемент матрицы кроме электродов, покрывающих рабочую и тыльную стороны, содержит дополнительные электроды, покрывающие его боковые грани. Основные электроды соединяются со схемой возбуждения – приема ультразвуковых сигналов непосредственно, а дополнительные – через фазовращающие (задерживающие сигнал) цепи.

Такой способ электрического возбуждения пьезоэлементов позволяет добиться отсутствия резонанса в направлении ширины пьезоэлементов, и это позволяет энергии поперечных колебаний трансформироваться в колебания по толщине, чем достигается повышение чувствительности многоэлементного преобразователя.

Протяженность мертвой зоны зависит от времени переключения преобразователя из режима излучения в режим приема, то есть от скорости затухания толщинных колебаний в пьезоматериала. Если электроды расположить под различными углами к осям поляризации, то можно добиться эффективного демпфирования паразитных колебаний.

При рассмотрении характеристик динамического - диапазона измерения скорости необходимо отметить, что расположение электродов, оптимальное для приема определенного диапазона частот может оказаться неоптимальным для приема ультразвуковых колебаний с доплеровским сдвигом частоты. Поэтому в датчиках для работы в доплеровском режиме расположение электродов должно удовлетворять требованию работы в широком диапазоне частот принимаемых сигналов

Амплитуда напряжения возбуждающего электрического сигнала, кото-рый необходим для излучения ультразвуковой волны заданной интенсивности также зависит от расположения электродов, так как для случая перпендикулярности линий электрического поля активной (излучающей) поверхности пьезоэлемента возбуждающее электрическое напряжение может быть меньше.

3.1.4. Воспроизводимость

Воспроизводимость является характеристикой, которая показывает возможность производства целой серии одинаковых трансдюсеров, технические параметры которых совпадают. Воспроизводимость имеет очень большое значение в медицинских исследованиях, т.к. определяет совместимость результатов, полученных с использованием одного трансдюсера (в некоторой клинике) результатов, полученных с использованием другого трансдюсера (в другой клинике).

3.1.5. Многоэлементные излучатели

В современной ультразвуковой технике, используемой в целях медицинской диагностики чаще всего используются матрицы пьезоэлементов. Матрицы, которые состоят из большого количества пьезоэлементов, позволяют получать сканирование и фокусирование ультразвукового луча методом электронной коммутации пьезоэлементов. Размер матрицы имеет ограничение, связанное с размерами участков тела человека, так как необходимым условием получения качественных УЗ изображений является хороший акустический контакт между датчиком и поверхностью тела человека. В некоторых случаях (например, исследование сердца ведется через межреберные щели) размер матрицы должен быть очень небольшим. Форма апертуры матрицы, то есть форма активной поверхности, некоторым образом влияет на распределение акустического поля. В общем случае большое количество пьезоэлементов в матрице позволяет получить более качественное УЗ изображение. Кроме того, оказалось [7], что распределение пьезоэлементов в матрице случайным образом позволяет получить улучшенные параметры фокусировки. Уменьшение размеров пьезоэлементов имеет технологическое ограничение, так как между пьезоэлементами должна быть обеспечена хорошая акустическая развязка. Для возбуждения пьезоэлементов используются различные схемы электрического включения, которые могут быть сведены к двум основным: последовательное и параллельное, а также их комбинации. Также как и для одиночных пьезоэлементов, для матриц пьезоэлементов большое значение имеет механическое или электрическое демпфирование, которое предназначено для расширения полосы пропускания.

Фазированные матрицы - это совокупность многоэлементных пьезопреобразователей, работающих по принципам электронного управления с фазированием [7].

4. Результаты проведенных аналитических исследований

Результаты проведенных аналитических исследований представлены на рис. 1, 2, 3, 4, 5 и 6.

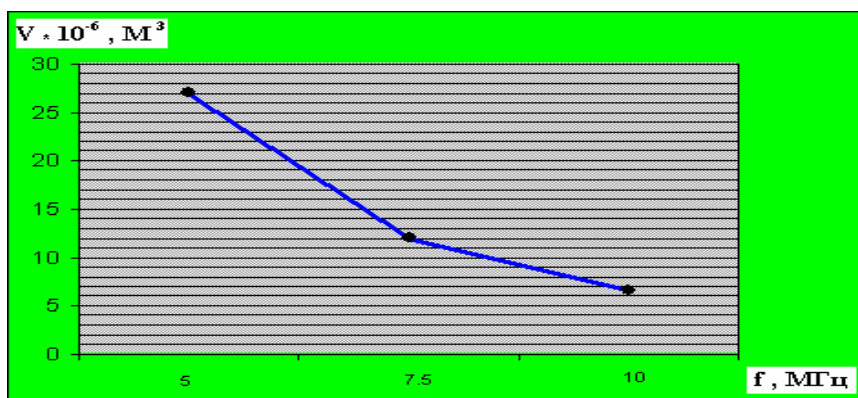


Рис.1. График зависимости V_{\min} разрешающей способности УЗП от $f_{\text{зонд.}}$ (при $D = 0.06 \text{ м}$)

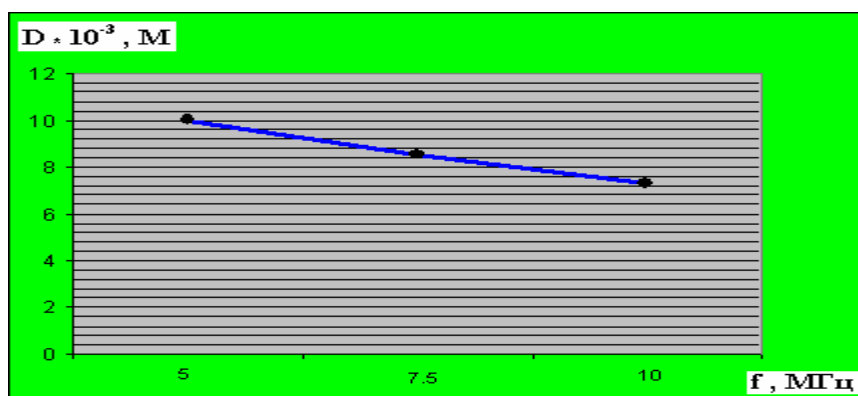


Рис.2. График зависимости величины диаметра ПЭ $D_{\text{ПЭ}}$ от $f_{\text{зонд.}}$ (при $L = 0.09 \text{ м}$)

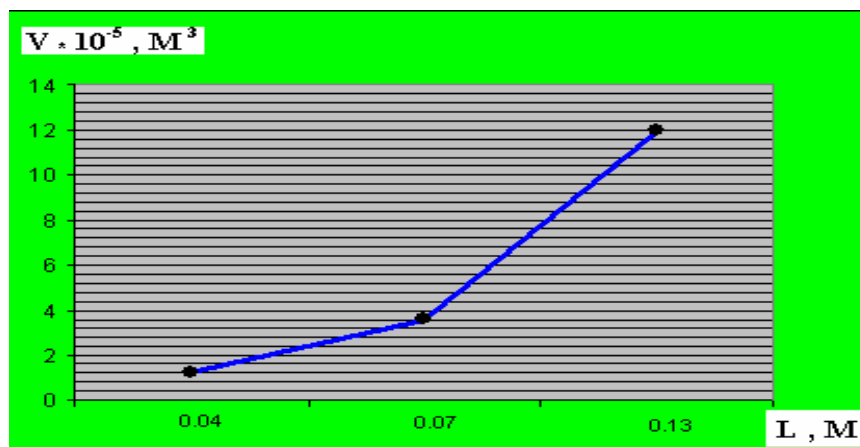


Рис.3. График зависимости V_{\min} от глубины зондирования (при $\lambda = 2 \cdot 10^{-4} \text{ м}$)

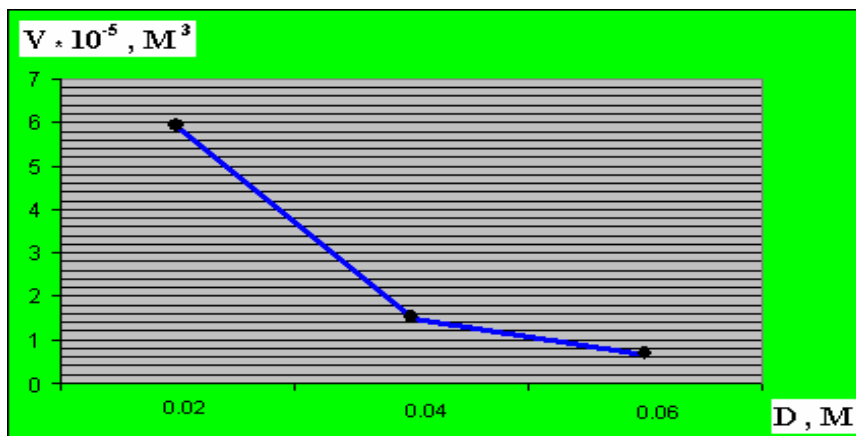


Рис.4. График зависимости V_{\min} разрешающей способности от $D_{\text{ПЭ}}$ (при $\lambda = 1.5 \cdot 10^{-4} \text{М}$)

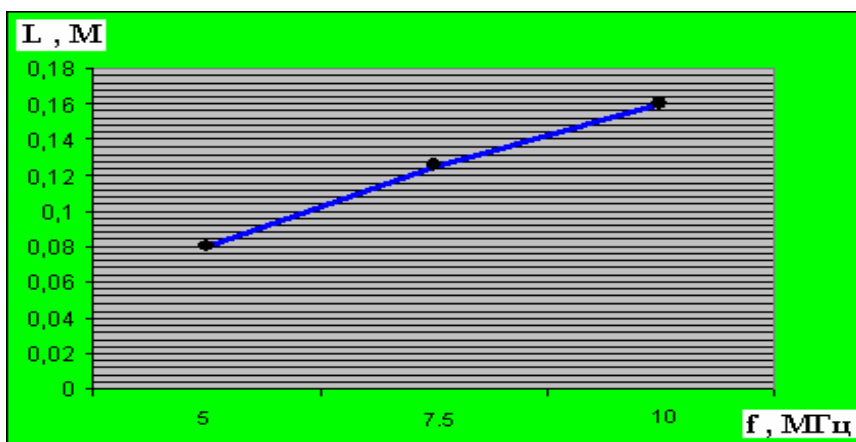


Рис.5. График зависимости глубина зондирования от частоты (при $D = 0.012 \text{М}$)

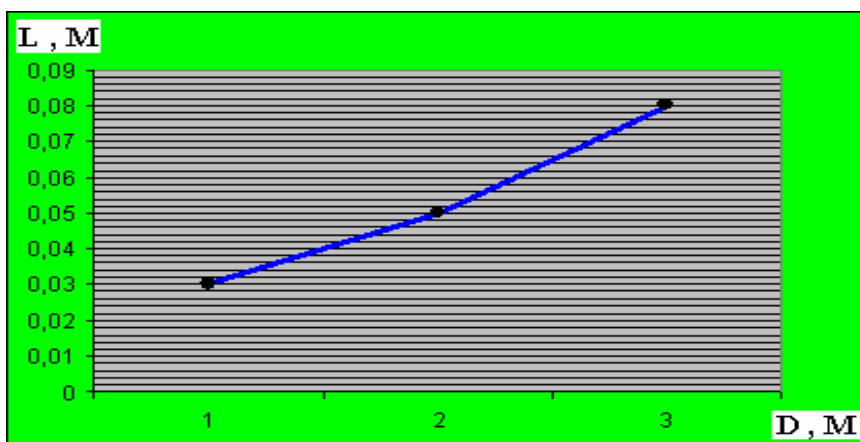


Рис.6. График зависимости глубины зондирования от диаметра ПЭ. (при $f = 3.08 \cdot 10^6 \text{Гц}$)

5. Обобщенный анализ проведенной работы

Основные результаты работы можно проиллюстрировать следующими схемами (Приложение): 1) Основные характеристики качества УЗ изображения; 2) Обобщенная схема влияния элементов трансдюсера на качество УЗИ; 3) Влияние пьезоэлемента на качество УЗИ и 4) Влияние демпфера на качество УЗИ.