

МЕЖГОСУДАРСТВЕННОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«БЕЛОРУССКО-РОССИЙСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Кафедра «Физические методы контроля»

АКУСТИЧЕСКИЕ АППАРАТЫ И СИСТЕМЫ

*Методические рекомендации
к курсовому проектированию
для студентов направления подготовки
12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»
очной формы обучения*



Могилев 2025

УДК 631.2.08
ББК 34.97
А44

Рекомендовано к изданию
учебно-методическим отделом
Белорусско-Российского университета

Одобрено кафедрой «Физические методы контроля» «1» сентября 2025 г.,
протокол № 1

Составители: канд. техн. наук, доц. С. С. Сергеев;
ст. преподаватель Е. Н. Прокопенко

Рецензент канд. техн. наук, доц. Н. В. Герасименко

Методические рекомендации к курсовому проектированию предназначены
для студентов направления подготовки 12.03.04 «Биотехнические системы и
технологии» очной формы обучения.

Учебное издание

АКУСТИЧЕСКИЕ АППАРАТЫ И СИСТЕМЫ

Ответственный за выпуск	А. В. Хомченко
Корректор	И. В. Голубцова
Компьютерная верстка	М. М. Дударева

Подписано в печать 23.12.2025. Формат 60×84/16. Бумага офсетная. Гарнитура Таймс.
Печать трафаретная. Усл. печ. л. 2,56. Уч.-изд. л. 2,75. Тираж 16 экз. Заказ № 914.

Издатель и полиграфическое исполнение:
Межгосударственное образовательное учреждение высшего образования
«Белорусско-Российский университет».
Свидетельство о государственной регистрации издателя,
изготовителя, распространителя печатных изданий
№ 1/156 от 07.03.2019.
Пр-т Мира, 43, 212022, г. Могилев.

© Белорусско-Российский
университет, 2025

Содержание

1 Общие указания	4
2 Акустические преобразователи в медицинских и экологических аппаратах и системах	7
Список литературы	44

1 Общие указания

1.1 Цель и задачи курсовой работы

Целью курсовой работы является привитие навыков самостоятельного применения в исследованиях и расчетах знаний по основам акустических аппаратов и систем, полученных при изучении специального теоретического курса и при прохождении производственной практики.

Выполнение курсовой работы ставит следующие главные задачи:

- систематизация, расширение и закрепление теоретических знаний, необходимых инженеру при создании новых эффективных средств и аппаратов для медицинских и экологических целей;
- выработка умений и навыков по комплексному решению технических задач при разработке элементов и узлов аппаратов и приборов;
- расширение профессионального кругозора и развитие навыков самостоятельной работы с научной, патентной, технической и справочной литературой, действующей нормативно-технической документацией;
- использование вычислительной техники, пакетов прикладных программ для решения проектных задач.

1.2 Тематика курсовых работ

Тематика курсовых работ должна соответствовать современному состоянию и перспективам развития акустических аппаратов и систем для медицинских и экологических целей. Темой для работы являются расчет и разработка определенного типа преобразователей и вспомогательных технических средств для медицинской диагностики, терапии, хирургии и других целей. Если в процессе проектирования возникает необходимость в разработке принципиально нового прибора или сложного устройства, допускается выбирать в качестве объекта проектирования конструкцию его части.

Курсовая работа может быть посвящена как разработке новой, так и модернизации существующей конструкции технического средства. Целью модернизации может быть замена элементной базы, применение новых материалов, повышение чувствительности, надежности, уменьшение габаритов, массы и стоимости, расширение функциональных возможностей технических средств. В курсовой работе необходимо использовать передовые достижения отечественной и зарубежной науки и техники.

1.3 Исходные данные к работе

Техническое задание к курсовой работе содержит тему работы, исходные данные, перечень подлежащих разработке вопросов, перечень графического материала, указание сроков выдачи задания и защиты работы, подписанное руководителем и студентом. Задание выдается в течение первых двух недель семестра.

Исходными данными работы могут быть:

- назначение разрабатываемого устройства, его связь с другими частями аппарата или системы, внешней средой и человеком-оператором;
- механические, геометрические, электрические и другие параметры;
- эксплуатационные характеристики;
- конструктивные особенности (форма, габариты, масса);
- требования к основным качественным показателям проектируемого изделия;
- ограничения на применяемые материалы, комплектующие элементы;
- специальные требования, специфичные для проектируемого устройства и не оговоренные ранее.

1.4 Структура, объем и содержание курсовой работы

Курсовая работа должна состоять из графической части и пояснительной записки. Графическая часть включает чертежи на разрабатываемое устройство. Объем и конкретные чертежи определяются руководителем работы. На чертежах могут быть приведены расчетные схемы, сборочные чертежи преобразователей и вспомогательных средств, графики и номограммы и т. п.

Общими требованиями к пояснительной записке являются: четкость и логическая последовательность изложения материала; убедительность аргументации; краткость и ясность формулировок; исключаящих неоднозначность толкования; конкретность изложения результатов, доказательств и выводов.

Пояснительная записка к курсовой работе комплектуется в следующем порядке: титульный лист, аннотация, задание, содержание, введение, основная часть, заключение, список используемых источников, приложения.

В пояснительную записку должен включаться конкретный материал по выбору, описанию и обоснованию применяемых решений. Примерное содержание пояснительной записки приводится далее.

Введение. В этом разделе необходимо отразить актуальность темы, оценить современное состояние решаемой технической задачи, показать перспективные пути ее решения.

Обзор современных технических средств и методик. Здесь следует по литературным и патентным источникам рассмотреть современные медицинские и экологические методики и аппараты, реализованные на их основе, для лечения заболеваний посредством воздействия тех или иных физических факторов на пациента. Отразить достоинства и недостатки уже имеющихся инженерных решений, перспективы совершенствования и применения нового оборудования.

Желательно закончить обзор кратким резюме о необходимости проведения исследований в данной области или проектирования устройства, определить предмет своего исследования или проектирования.

Основная часть. В основной части приводятся принцип действия заданного устройства, расчетные схемы, собственно расчеты механических, геометрических и электрических параметров разрабатываемого средства. Также производятся выбор и обоснование комплектующих элементов и материалов кон-

струкции устройства. Рассчитываются основные компоновочные характеристики устройства, показатели надежности, разрабатывается конструкция всего устройства в целом с описанием особенностей и условий соблюдения электробезопасности, эргономичности и т. п. Описывается технология изготовления разработанного устройства.

Заключение. В заключении необходимо сделать выводы по результатам работ, оценить характеристики разработанного средства, привести сопоставление полученных результатов с заданием и с известными решениями.

Список использованных источников. Должен содержать материалы патентного поиска, научно-техническую и методическую литературу, нормативно-технические документы.

Приложения. В раздел приложения вставляются все материалы (расчетные, графические и др.), которые не вошли в основную часть записки.

Объем расчетно-пояснительной записки должен составлять 40–50 страниц.

1.5 Использование компьютеров при выполнении курсовой работы

Основными задачами, которые целесообразно решать в данном проекте на базе компьютеров, являются следующие:

- оценка, исследование и оптимизация параметров и характеристик преобразователей;
- расчет и моделирование акустических полей преобразователей;
- составление градуировочных и поправочных таблиц и графиков для технических средств.

Для решения частных задач в отдельных проектах проектировщик должен сам составить алгоритм и программу его реализации.

1.6 Оформление курсовой работы

Построение пояснительной записки, изложение ее текста, а также оформление иллюстраций и приложений должны соответствовать ГОСТ 2.105–95.

Пояснительная записка выполняется рукописным или печатным способом чернилами или пастами темных цветов четким разборчивым почерком на листах белой бумаги формата А4 со стандартными рамками.

Изложение записки должно быть кратким и выполнено ясным техническим языком. В тексте записки не должно быть общих фраз, общих рекомендаций и т. п. Не допускается сокращение слов (кроме общепринятых), а терминология должна соответствовать принятой в учебниках и стандартах.

Расчетные формулы должны записываться в индексной форме с полной экспликацией и сквозной или пораздельной нумерацией. Все используемые в работе величины должны быть выражены в СИ согласно ГОСТ 8.417.

Список использованных источников должен содержать лишь те, которые применены при выполнении проекта и на которые есть ссылки в тексте записки. Оформление списка должно соответствовать принятым правилам.

В приложение необходимо включать спецификации чертежей курсовой работы, распечатки программных продуктов, таблицы, графики, алгоритмы и т. п., по каким-либо причинам не включенные в основную часть записки.

Все графические материалы проекта должны соответствовать требованиям ЕСКД и данным рекомендациям.

1.7 Защита курсовой работы

Выполненная и правильно оформленная курсовая работа сдается руководителю на проверку не позднее чем за три дня до установленного срока защиты и после проверки может быть представлена к защите. Работа должна быть подписана автором и руководителем.

Защита работы производится перед комиссией в составе 2–3 преподавателей кафедры. Студент в течение 5–10 минут должен доложить о поставленной перед ним задаче, о принятых решениях, произвести анализ этих решений и защитить полученные результаты.

При оценке работы учитываются качество ее содержания и самостоятельность выполнения поставленной задачи, оформление графической части и пояснительной записки, четкость сообщения и ответы на вопросы.

2 Акустические преобразователи в медицинских и экологических аппаратах и системах

2.1 Ультразвуковые преобразователи

Одним из основных узлов любого ультразвукового (УЗ) диагностического прибора является ультразвуковой преобразователь (ultrasound transducer). Он входит в состав датчика, и от него в существенной мере зависит качество получаемой информации.

УЗ-преобразователь выполняет следующие функции:

- преобразует электрические сигналы в механические (ультразвуковые) колебания с последующим излучением их в биологические ткани;
- принимает ультразвуковые эхосигналы, отражаемые неоднородностями в биологических тканях, и преобразует эти сигналы в электрические для дальнейшего усиления и обработки;
- обеспечивает формирование УЗ-пучка требуемой формы как в режиме излучения, так и в режиме приема;
- выполняет сканирование, т. е. перемещение УЗ-луча в обследуемой области с помощью специальных переключателей (коммутаторов) и управляющих сигналов. Многообразие УЗ-преобразователей велико, однако в большинство из них входят одни и те же компоненты (рисунок 2.1).

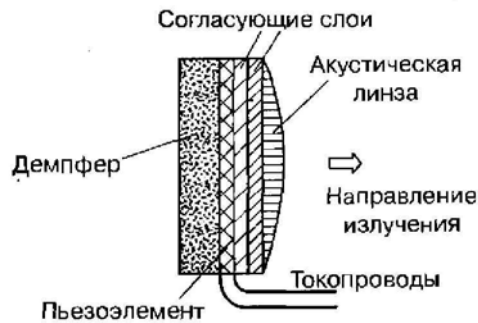


Рисунок 2.1 – Структура одноэлементного ультразвукового преобразователя

Пьезоэлемент или решетка пьезоэлементов. Изготавливается из специального материала (обычно пьезокерамики), обладающего свойством пьезоэффекта. Способность преобразовывать механические (в частности, ультразвуковые) колебания в электрическое напряжение называется прямым пьезоэффектом; изменение размеров элемента под действием электрического напряжения и связанная с этим способность преобразовывать колебания электрического напряжения в механические (ультразвуковые) – обратным. Пьезоэлементы преобразуют электрические, поступающие из электронного блока прибора, в ультразвуковые сигналы (обратный пьезоэффект). Это происходит при излучении сигналов. В процессе приема эхосигналов пьезоэлементы преобразуют приходящие к датчику ультразвуковые сигналы в электрические сигналы (прямой пьезоэффект). На излучающую поверхность пьезоэлемента и на противоположную (тыльную) поверхность наносятся электроды – тонкие слои токопроводящего металла (как правило, серебра), а к ним припаиваются проводники-токопроводы. По ним поступают электрические сигналы возбуждения в режиме излучения и с них же в режиме приема снимаются эхосигналы, преобразованные в электрические. От материала и качества изготовления пьезоэлемента прежде всего зависит такая характеристика прибора, как чувствительность. Пьезокерамика, из которой изготавливаются пьезоэлементы, – очень хрупкий материал, поэтому датчики требуют бережного обращения. В современных приборах все чаще находят применение пьезоэлементы, изготовленные из пьезокомпозитов – материалов, помимо пьезокерамики включающих в свой состав органические наполнители. Эти материалы позволяют достичь более высоких характеристик чувствительности и разрешающей способности. Кроме того, они более технологичны в изготовлении.

Демпфер. Основное назначение демпфера соответствует его названию – это частичное смягчение (демпфирование) механических колебаний пьезоэлемента. Делается это для того, чтобы максимально расширить полосу ультразвуковых частот, излучаемых и принимаемых датчиком, что повышает лучевую разрешающую способность прибора. Другая обязанность демпфера – поглощать излучение тыльной стороны пьезоэлемента, т. е. той, которая обратна рабочей стороне, контактирующей с телом пациента.

Согласующие слои. Наносятся на рабочую (излучающую и принимающую сигналы) поверхность пьезоэлемента поверх электрода. Служат для согласо-

ния акустических сопротивлений материала пьезоэлемента и биологических тканей. Хорошее согласование совершенно необходимо для того, чтобы обеспечить передачу с минимальными потерями акустических (ультразвуковых) сигналов от пьезоэлемента в биологическую среду и наоборот и, следовательно, повысить чувствительность датчика.

Акустическая линза. Изготовленная из материала со специально подобранными свойствами акустическая линза фокусирует УЗ-луч, т. е. обеспечивает минимальную ширину луча в определенном диапазоне глубин и, следовательно, улучшает разрешающую способность. Одновременно акустическая линза выполняет роль протектора, т. е. защитного слоя, предохраняющего пьезоэлемент от повреждений в процессе работы.

Для изготовления УЗ-преобразователя используются высококачественные материалы и сложное современное технологическое оборудование.

Несмотря на общие принципы построения УЗ-преобразователей, существует большое количество различных конфигураций пьезоэлементов, которые применяются в соответствующих типах датчиков. Можно выделить следующие основные типы пьезоэлементов (рисунок 2.2):

- одноэлементный (single element);
- многоэлементная кольцевая решетка (annular array);
- многоэлементные одномерные решетки (multiple elements 1D array);
- линейная решетка (linear);
- конвексная, или выпуклая, решетка (convex);
- микроконвексная, или выпуклая с малым радиусом кривизны, решетка (microconvex);
- многоэлементная плоская двумерная решетка (2D array);
- многоэлементная конвексная двумерная решетка.

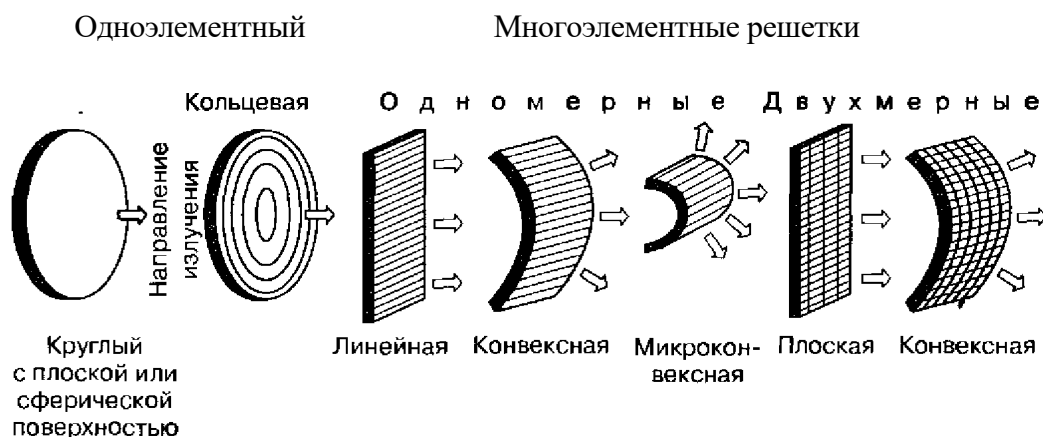


Рисунок 2.2 – Конфигурация пьезоэлементов в различных типах датчиков

Перечисленные конфигурации используются в датчиках, отличающихся между собой видами сканирования.

2.2 Типы датчиков

Типы датчиков и их названия определяются использованием в них различных ультразвуковых преобразователей и способов сканирования. В зависимости от вида преобразователей можно выделить:

- секторные механические датчики (sector mechanical probe) – с одноэлементными или многоэлементными кольцевыми решетками;
- линейные датчики (linear probe) – с многоэлементными линейными решетками;
- конвексные и микроконвексные датчики (convex или microconvex probe) – с конвексными и микроконвексными решетками соответственно;
- фазированные секторные датчики (phased array probe) – с многоэлементными линейными решетками;
- датчики с двухмерной решеткой, линейные, конвексные и секторные.

Здесь названы основные типы датчиков без указания их медицинского назначения, рабочей частоты и конструктивных особенностей.

Рабочая частота является важнейшей характеристикой датчика. В таблице 2.1 и на графике (рисунок 2.3) приведены количественные оценки разрешающей способности и максимальной рабочей глубины для датчиков с частотой 3,5; 5; 7,5 и 10 МГц.

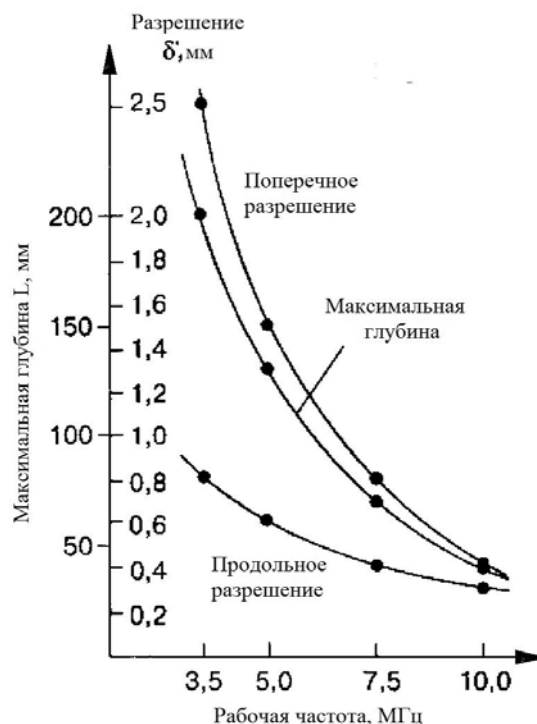


Рисунок 2.3 – График зависимости разрешающей способности и рабочей глубины от частоты

Таблица 2.1 – Оценки разрешающей способности УЗ-приборов среднего класса (табличные значения иллюстрируются на графике, представленном на рисунке 2.3)

Рабочая частота датчика, МГц	Лучевая (продольная) разрешающая способность, мм	Фронтальная (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

Из таблицы следует, что надо стремиться использовать датчики с большей частотой, т. к. они обеспечивают более высокое качество изображения. Однако следует помнить, что при этом уменьшается глубина исследования. Поэтому выбор частоты датчика обусловлен максимальной глубиной расположения органов и структур, представляющих интерес для врача-диагноста. В ряде случаев при обследовании тучных пациентов приходится применять датчики с частотой 2,5 МГц, у которых максимальная рабочая глубина 240 мм. Однако разрешающая способность при использовании таких датчиков и, следовательно, качество изображения хуже, чем при частоте 3,5 МГц. С другой стороны, для обследования структур, расположенных на очень малых глубинах, применяются датчики с частотой более 10 МГц.

Внешний вид датчиков очень разнообразен, но большинство наиболее часто используемых видов датчиков в приборах различных фирм похожи и отличаются несущественными конструктивными элементами и размерами. На рисунке 2.4 показаны основные типы датчиков для наружного обследования и их характерный вид. Рабочая поверхность датчиков, которая контактирует с телом пациента, на рисунке изображена более темной.

В секторных механических датчиках (см. рисунок 2.4, *а*, *б*) рабочая поверхность (защитный колпачок) закрывает объем, в котором находится перемещающийся по углу одноэлементный или кольцевой УЗ-преобразователь. Объем под колпачком заполнен акустически прозрачной жидкостью для уменьшения потерь при прохождении УЗ-сигналов. Основной характеристикой секторных механических датчиков, помимо рабочей частоты, является угловой размер сектора сканирования α , который указывается в маркировке датчика (иногда дополнительно дается длина соответствующей дуги H рабочей поверхности). Пример маркировки: 3,5 МГц/90°.

В линейных, конвексных, микроконвексных и фазированных (секторных) датчиках электронного сканирования рабочая поверхность совпадает с излучающей поверхностью УЗ-преобразователя, которая называется апертурой, и равна ей по размерам. Характерные размеры апертуры используются в маркировке датчиков и помогают определиться при выборе датчика.

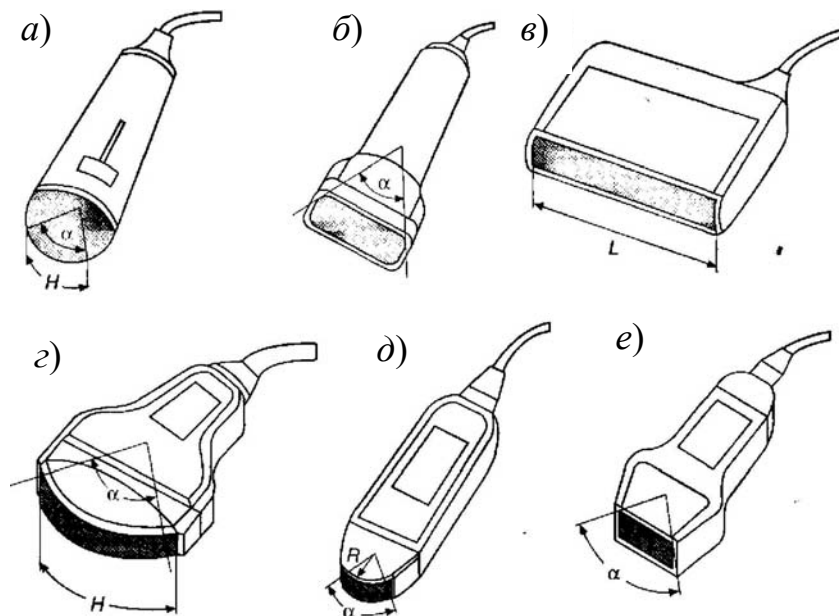
В линейных датчиках характерной является длина апертуры L (см. рисунок 2.4, *в*), т. к. именно она определяет ширину прямоугольной зоны обзора. Пример маркировки линейного датчика: 7,5 МГц/42 мм.

Следует иметь в виду, что ширина зоны обзора в линейном датчике всегда меньше на 20 %...40 % длины апертуры. Таким образом, если указан размер апертуры 42 мм, ширина зоны обзора – не более 34 мм.

В конвексных датчиках зона обзора определяется двумя характерными размерами – длиной дуги H (иногда ее хорды), соответствующей выпуклой рабочей части, и угловым размером сектора сканирования α в градусах (см. рисунок 2.4, *з*). Пример маркировки конвексного датчика: 3,5 МГц/60°/60 мм. Реже для маркировки используется радиус R кривизны рабочей поверхности, например: 3,5 МГц/60R (радиус – 60 мм).

В микроконвексных датчиках характерным является R – радиус кривизны рабочей поверхности (апертуры). Иногда дополнительно дается угол дуги α , определяющий угловой размер сектора обзора (см. рисунок 2.4, *д*). Пример маркировки: 3,5 МГц/20R (радиус – 20 мм).

Для фазированного секторного датчика дается угловой размер сектора электронного сканирования в градусах. Пример маркировки: 3,5 МГц/90°.



а, б – секторные механические (кардиологический и с водной насадкой); *в* – линейный электронный; *г* – конвексный; *д* – микроконвексный; *е* – фазированный секторный

Рисунок 2.4 – Основные типы датчиков для наружного обследования

Изображенные на рисунке 2.4 датчики применяются для наружного обследования. Помимо них, существует большое количество внутриволостных и узкоспециализированных датчиков, в которых используются те же виды УЗ-преобразователей, что представлены на рисунке 2.4.

Целесообразно ввести классификацию датчиков по областям медицинского применения.

1 Универсальные датчики для наружного обследования (abdominal probe). Применяются для обследования абдоминальной области и органов малого таза у взрослых и детей. В основном в качестве универсальных используются кон-

вексные датчики с рабочей частотой 3,5 МГц (для взрослых) или 5 МГц (для педиатрии), реже – 2,5 МГц (для глубоко расположенных органов). Угловой размер сектора сканирования: $40^{\circ} \dots 90^{\circ}$ (реже – до 115°), длина дуги рабочей поверхности – 36...72 мм.

До недавнего времени в качестве универсальных широко использовались линейные датчики (рисунок 2.5) с рабочей частотой 3,5 (реже – 5 МГц) и длиной рабочей части от 64 до 125 мм (большие размеры были особенно популярны в акушерстве для наблюдения плода). Сейчас отдается предпочтение конвексным датчикам (рисунок 2.6). В базовой комплектации практически любого прибора чаще всего указывается конвексный датчик 3,5 МГц/60°/60 мм или близкий ему по характеристикам.

2 Датчики для поверхностно расположенных органов (small parts probe). Применяются для исследования неглубоко расположенных малых органов и структур (например, щитовидной железы, периферических сосудов, суставов и т. д.). Рабочая частота – 7,5 МГц, иногда – 5 или 10 МГц. Тип датчика – линейный размером 29...50 мм, реже – конвексный, микроконвексный или секторный механический с водной насадкой (см. рисунок 2.4, б) с длиной дуги 25...48 мм.



Рисунок 2.5 – Универсальные линейные датчики

3 Кардиологические датчики (cardiac probe). Для исследования сердца используются датчики секторного типа, что связано с особенностью наблюдения через межреберную щель. Применяются датчики механического сканирования (одноэлементные или с кольцевой решеткой) и фазированные электронные. Рабочая частота – 3,5 или 5 МГц. Иногда для кардиологии используются микроконвексные датчики с частотой 3,5 (5) МГц и радиусом кривизны от 10 до 20 мм.

В последнее время для наблюдения сердца в приборах высокого класса с цветовым доплеровским картированием применяется чреспищеводный (трансэзофагеальный) датчик.

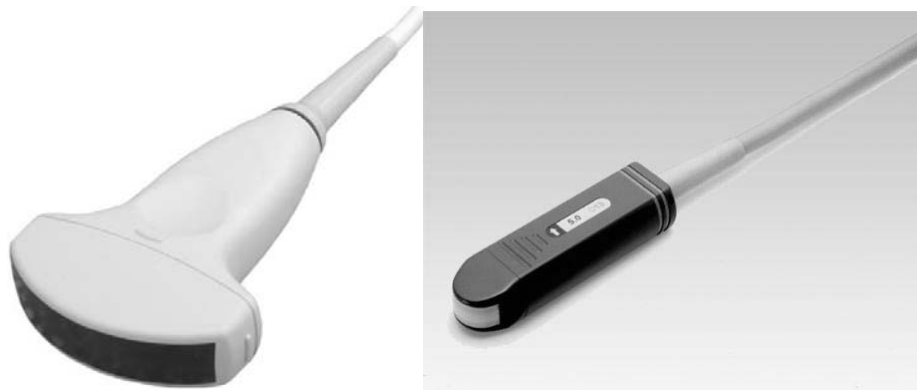


Рисунок 2.6 – Универсальные конвексные датчики

4 Датчики для педиатрии (pediatric probes). Для педиатрии используются те же датчики, что и для взрослых, но только с большей частотой (5 или 7,5 МГц), что позволяет получить более высокое качество изображения. Это возможно благодаря малым размерам пациентов. В педиатрии применяются и специальные датчики. Например, для обследования головного мозга новорожденных через родничок используется секторный или микроконвексный датчик с частотой 5 или 6 МГц (neonatal probe).

5 Внутриполостные датчики (intracavitary probes). Существует большое разнообразие внутриполостных датчиков (рисунок 2.7), которые отличаются между собой по областям медицинского применения.

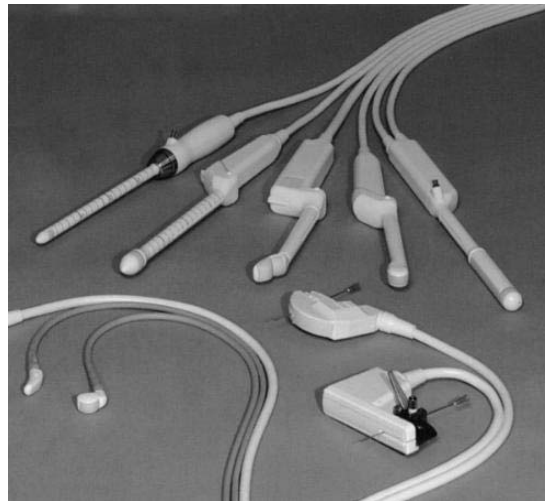


Рисунок 2.7 – Внутриполостные диагностические датчики

6 Трансвагинальные (интравагинальные) датчики (transvaginal or endovaginal probe). Как правило, трансвагинальные датчики бывают секторного механического или микроконвексного типа с углом обзора от 90° до 270° . Ось сектора обычно расположена под некоторым углом относительно оси датчика. Рабочая частота – 5; 6 или 7,5 МГц. Иногда используются трансвагинальные датчики с двумя УЗ-преобразователями, плоскости сканирования которых расположены под углом 90° друг к другу. Это так называемые биплановые трансвагинальные датчики.

7 Трансректальные датчики (transrectal or endorectal probe). Датчики в основном применяются для диагностики простатита. Имеется несколько типов таких датчиков. В одних используется секторное механическое сканирование в круговом (360°) секторе, при этом плоскость сканирования перпендикулярна оси датчика; в других – линейный УЗ-преобразователь, конструктивно располагаемый вдоль оси датчика; в третьих применяется конвексный УЗ-преобразователь с плоскостью обзора, проходящей через ось датчика. Иногда используются би-плановые ректальные датчики. Рабочая частота трансректальных датчиков – 7,5 МГц (реже – 4 и 5 МГц).

8 Интраоперационные датчики (intraoperative probe). Датчики вводятся в операционное поле, поэтому выполняются очень компактными. В зависимости от формы и расположения рабочей поверхности относительно кабеля различают датчики L-типа и T-типа. Как правило, в датчиках применяются линейные преобразователи длиной от 38 до 64 мм. Иногда – конвексные УЗ-преобразователи с большим радиусом кривизны. Рабочая частота – 5 или 7,5 МГц.

9 Чреспищеводные датчики (transesophageal probes). Этот вид датчика используется для наблюдения сердца со стороны пищевода (рисунок 2.8). Сконструирован по тому же принципу, что и гибкий эндоскоп, с аналогичной системой управления ракурсом наблюдения. Применяется секторное механическое, конвексное или фазированное секторное сканирование. Рабочая частота – 5 МГц.



Рисунок 2.8 – Чреспищеводный датчик с гибким эндоскопом

10 Широкополосные и многочастотные датчики. В современных сложных приборах все большее применение находят широкополосные датчики. Эти датчики конструктивно оформлены аналогично обычным датчикам, рассмотренным выше, и отличаются от них тем, что используют широкополосный УЗ-преобразователь, т. е. датчик с широкой полосой рабочих частот. Чем шире полоса частот, тем короче зондирующий импульс и тем лучше разрешающая способность.

11 Допплеровские датчики. Датчики применяются только для получения информации о скорости или спектре скоростей кровотока в сосудах.

2.3 Способы сканирования

Рассмотрим подробно принципы реализации различных видов сканирования.

1 Секторное (механическое) сканирование. В этом виде сканирования ось УЗ-луча (акустическая строка) перемещается по углу так, что зона изображения имеет вид сектора. В датчиках секторного механического сканирования угловое перемещение УЗ-луча получается за счет вращения или качания вокруг некоторой оси УЗ-преобразователя, излучающего и принимающего УЗ-сигналы (рисунок 2.9). Датчики с вращением (роторного типа) и датчики с качанием преобразователя ранее использовались очень широко. В настоящее время области их применения сузились, однако и сейчас они распространены, т. к. имеют следующие преимущества:

- возможность использования УЗ-преобразователей с высокой частотой (10 МГц и более) и малыми размерами для офтальмологии, уретральных и сосудистых исследований;
- единственный на сегодняшний день способ реализации секторного сканирования в диапазоне углов от 120° до 360° ;
- возможность применять кольцевые (аннулярные) УЗ-преобразователи с высокой поперечной разрешающей способностью не только в плоскости сканирования, но и в плоскости, ей перпендикулярной;
- малый размер рабочей поверхности датчика, контактирующей с поверхностью тела, что позволяет исследовать органы, труднодоступные для датчиков с большой рабочей поверхностью (например, наблюдать сердце через межреберный просвет груди). То же преимущество присуще микроконвексному и фазированному секторному сканированию.

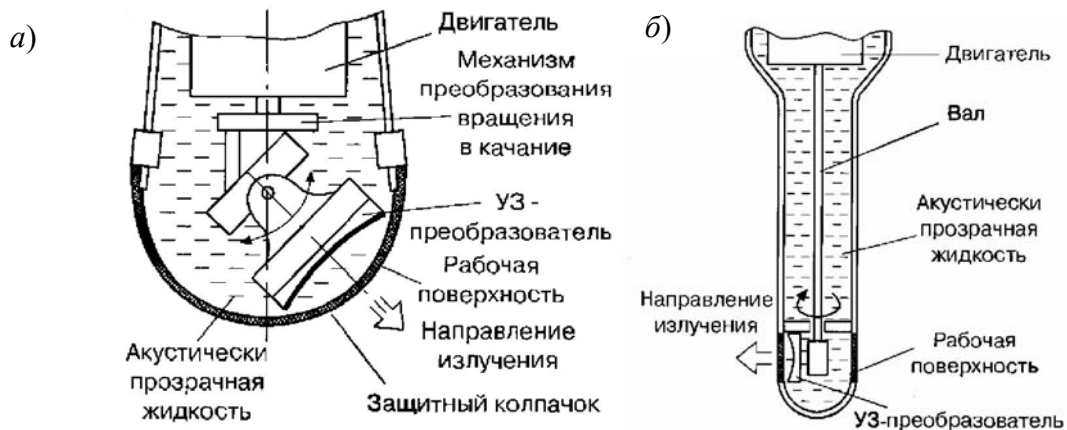
Ограничения и недостатки секторного механического сканирования:

- малый размер зоны обзора возле рабочей поверхности при малых угловых размерах сектора сканирования (до 90°). Иначе говоря, это, скорее, особенность секторного сканирования, которая не столько является недостатком, сколько просто должна быть учтена при определении области медицинского применения. В ряде случаев эта особенность преодолевается при использовании водных насадок;
- наличие в датчике механически движущихся частей, что иногда может приводить к снижению надежности и вибрации датчика в руках оператора. Эти особенности в современных конструкциях датчиков практически преодолены и по уровню надежности они не уступают датчикам электронного сканирования, а вибрация в них существенно снижена;
- мертвая зона в ближней области сектора наблюдения, т. е. невозможность получать информацию на малых глубинах (5...15 мм в зависимости от типа и частоты датчика). Это является следствием переотражений мощного сигнала излучения (в начале каждого зондирования) между поверхностью УЗ-преобразователя и защитным колпачком. Недостаток этот можно частично преодолеть за счет лучшего акустического согласования материалов защитного колпачка, просветляющих слоев УЗ-преобразователя и правильного подбора жидкости,

заполняющей датчик;

- увеличение расстояния между лучами (акустическими строками) на больших глубинах, что приводит к некоторому снижению поперечной разрешающей способности на этих глубинах. Это является недостатком всех секторных способов сканирования;

- взаимное смещение направлений излучения и приема вследствие движения (вращения) УЗ-преобразователя, особенно заметное на больших глубинах. Это приводит к некоторому снижению чувствительности и ухудшению поперечного разрешения, тем большому, чем больше угловая скорость сканирования.



а – с качением в угловом секторе; б – с круговым вращением

Рисунок 2.9 – Способы механического секторного сканирования

2 Линейное электронное сканирование. При этом способе сканирования угловое направление УЗ-луча не меняется, а луч перемещается параллельно самому себе так, что начало луча двигается вдоль рабочей поверхности датчика по прямой линии. Зона обзора имеет вид прямоугольника (рисунок 2.10).

Линейное сканирование производится путем переключения (коммутации) элементов в УЗ-преобразователе, имеющем вид одномерной линейной решетки. Если в линейной решетке n элементов, то для формирования одного УЗ-луча каждый раз используется только малая часть – m элементов из общего количества. Подключение m элементов осуществляется с помощью специального коммутатора « m из n », входы которого соединены электрически со всеми n элементами решетки, а выходные m каналов – с многоканальным передающим трактом электронного блока прибора.

Типичные примеры комбинаций числа элементов m и числа каналов n , используемых в современных приборах: простые приборы: $n = 80$, $m = 16$; приборы среднего класса: $n = 96...128$, $m = 24$ или 32 ; приборы высокого класса: $n = 144...512$, $m = 32, 48, 64$ и более. Датчики с большим числом каналов (более 96) иногда называются датчиками с высокой плотностью элементов (high density probes). Такие датчики сложнее в изготовлении и дороже обычных.

Теперь поясним, как реализуется линейное сканирование на примере решетки с $n = 80$ и $m = 16$. Для получения информации в одном (предположим,

для определенности, в первом по порядку) направлении (акустической строке) коммутатор подключает к приемопередатчику элементы с 1-го по 16-й. На эти 16 элементов (они называются под решеткой) подаются возбуждающие электрические импульсные сигналы, и все 16 элементов излучают акустические (УЗ-) импульсы. Излучаемые сигналы имеют одинаковую форму, так что можно считать, что часть решетки действует как один излучатель, формирующий УЗ-луч 1, ось которого перпендикулярна рабочей поверхности линейки и проходит через центр подрешетки (между 8-м и 9-м элементами). На рисунке 2.10 показан луч 1 (заштрихован), сформированный подрешеткой. Сразу же после излучения зондирующего импульса подрешетка переходит в режим приема эхосигналов, т. к. эти же m элементов подключены к приемным каналам. Прием производится в том же луче 1. Иногда приемный луч может формироваться иначе: количество элементов может быть меньше или приемная подрешетка может быть несколько сдвинута относительно передающей. В результате приема в луче 1 в прибор поступает информация об эхосигналах в луче 1, и на мониторе прибора отображается первая акустическая строка. В следующем зондировании коммутатор подключает к приемопередатчику элементы со 2-го по 17-й, образуя новую подрешетку, сдвинутую относительно первой на один элемент, и все повторяется, как в случае луча 1, при этом формируется луч 2, такой же по форме, как первый, но сдвинутый на ширину одного элемента (шаг решетки). Аналогично формируются лучи 3, 4 и т. д. Если длина рабочей поверхности (апертуры) решетки L , то шаг решетки определится в результате деления L на n . Например, при $L = 96$ мм и $n = 80$ шаг решетки $L/n = 1,2$ мм.

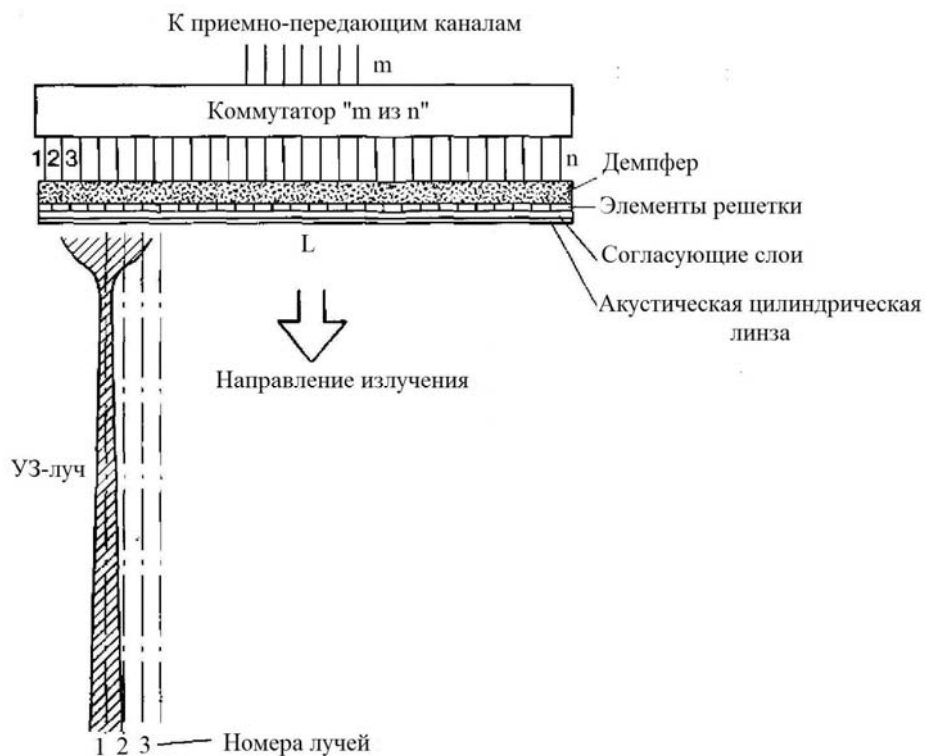


Рисунок 2.10 – Линейное электронное сканирование

Нетрудно заметить, что количество лучей (акустических строк), которое может быть в результате получено: $k = n - m$. Так, в случае $n = 80$ и $m = 16$ число строк $k = 64$ и расстояние между ними равно 1,2 мм (при $L = 96$ мм).

В приведенном примере расстояние между строками слишком велико, т. к. ширина луча в зоне фокуса может быть меньше этого интервала, что приводит к ухудшению качества изображения. Поэтому предпринимаются специальные меры по увеличению количества акустических строк (например, с 64 до 128) и, соответственно, уменьшению расстояния между строками. Это можно сделать, если, как уже было сказано, немного сдвигать относительно друг друга лучи на передачу и на прием. В датчиках с высокой плотностью та же задача решается естественным образом за счет увеличения числа элементов.

Разновидностью линейного сканирования является так называемое трапецидальное сканирование, при котором, в отличие от обычного линейного сканирования, направления лучей не перпендикулярны рабочей поверхности датчика, а ориентированы под некоторым углом. В двух соседних кадрах эти углы могут быть различны, так что при суммировании кадров получается изображение в виде трапеции. Этот вид сканирования используется редко.

Основные преимущества линейного сканирования:

- широкая зона на малых глубинах, что делает линейное сканирование более предпочтительным, чем секторное, при исследовании структур, расположенных близко к поверхности, например щитовидной и молочной желез, а также при наблюдении плода в акушерстве;
- одинаково высокая плотность акустических строк на больших и на малых глубинах, что позволяет получать на больших глубинах несколько более высокое качество изображения, чем при секторном сканировании.

Ограничения и недостатки линейного сканирования:

- ширина зоны обзора ограничена размером апертуры датчика, что иногда недостаточно для исследования структур на больших глубинах;
- большой размер апертуры датчика затрудняет использование линейного сканирования в ряде областей медицинского применения.

3 Конвексное (выпуклое) электронное сканирование. Этот метод отличается от линейного сканирования тем, что использует УЗ-преобразователь в виде конвексной одномерной решетки. Управление сканированием аналогично управлению при линейном сканировании, для чего применяется такой же коммутатор « m из n ». В силу геометрии решетки, отличной от линейной, лучи не параллельны друг другу, а расходятся веером в некотором угловом секторе (рисунок 2.11).

Конвексное сканирование сочетает преимущества линейного и секторного сканирования. Широкая зона обзора возле поверхности датчика и еще более широкая зона обзора на средней и большой глубинах. Расходимость осей из лучей с глубиной при конвексном сканировании меньше, чем при секторном, поэтому плотность акустических строк на больших глубинах выше и, следовательно, несколько лучше поперечная разрешающая способность, чем при секторном сканировании.

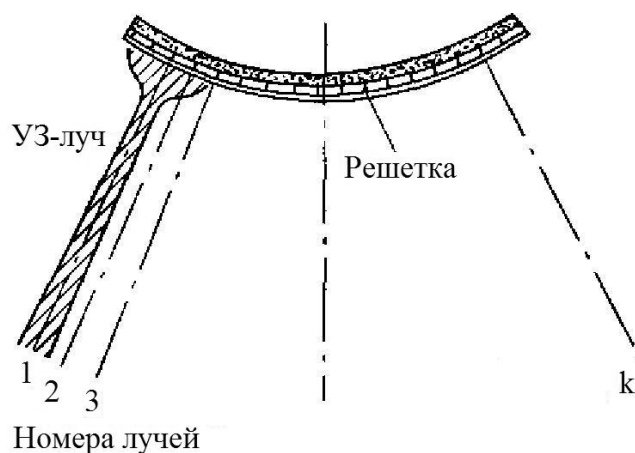


Рисунок 2.11 – Конвексное электронное сканирование

Недостатки конвексного сканирования:

- выпуклая рабочая поверхность датчика при контакте с телом пациента деформирует структуры, лежащие близко к поверхности, что иногда нежелательно и вынуждает применять датчик с линейным сканированием;
- большой размер рабочей поверхности затрудняет использование в кардиологии, где более целесообразно применять секторные датчики.

Несмотря на указанные недостатки, конвексное сканирование является самым распространенным в настоящее время видом сканирования.

4 Микроконвексное электронное сканирование. Этот вид сканирования принципиально аналогичен конвексному. Отличие состоит лишь в величине радиуса кривизны рабочей поверхности (апертуры) датчика – для микроконвексного сканирования радиус не превышает 20...25 мм. Зона обзора при микроконвексном сканировании имеет такой же вид, как при секторном механическом сканировании, поэтому микроконвексное сканирование можно считать одним из видов секторного. Способ формирования лучей тот же, что при конвексном сканировании (рисунок 2.12), хотя приходится преодолевать дополнительные сложности, возникающие из-за малого радиуса апертуры.

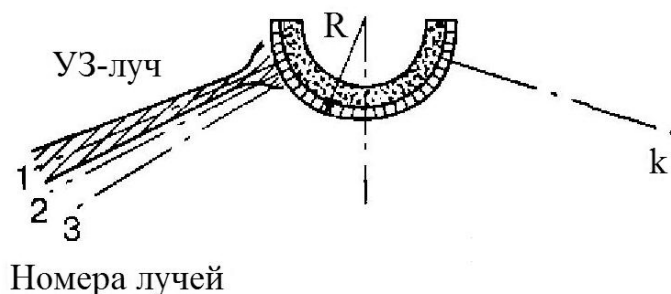


Рисунок 2.12 – Микроконвексное электронное сканирование

Преимущества микроконвексного сканирования те же, что и у других видов секторного сканирования.

Недостатки при микроконвексном сканировании такие же, как у всех видов секторного сканирования, и основным из них является снижение качества изображения на больших глубинах. Поперечная разрешающая способность у микроконвексных датчиков может быть несколько хуже, чем у секторных механических и секторных фазированных датчиков.

5 Фазированное секторное электронное сканирование. Фазированное сканирование появилось в результате совершенствования линейного сканирования. При фазированном сканировании, в отличие от линейного, в каждом зондировании при излучении используются все элементы решетки. Число элементов обычно от 32 до 64. В наиболее совершенных системах число одновременно задействованных элементов может достигать 128. К каждому из элементов постоянно подключены соответствующие каналы передающего и приемного трактов (рисунок 2.13).

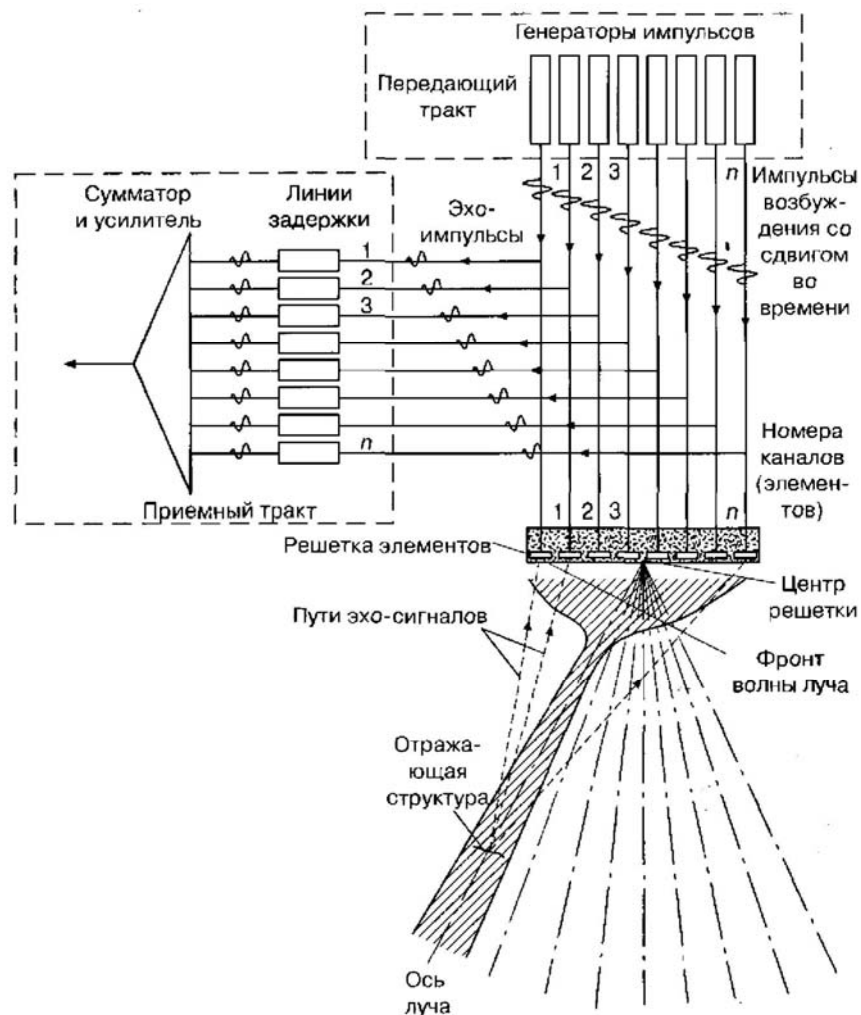


Рисунок 2.13 – Фазированное секторное электронное сканирование

Для осуществления сканирования генераторы импульсов возбуждения формируют одинаковые по форме импульсы, отличающиеся сдвигом во времени,

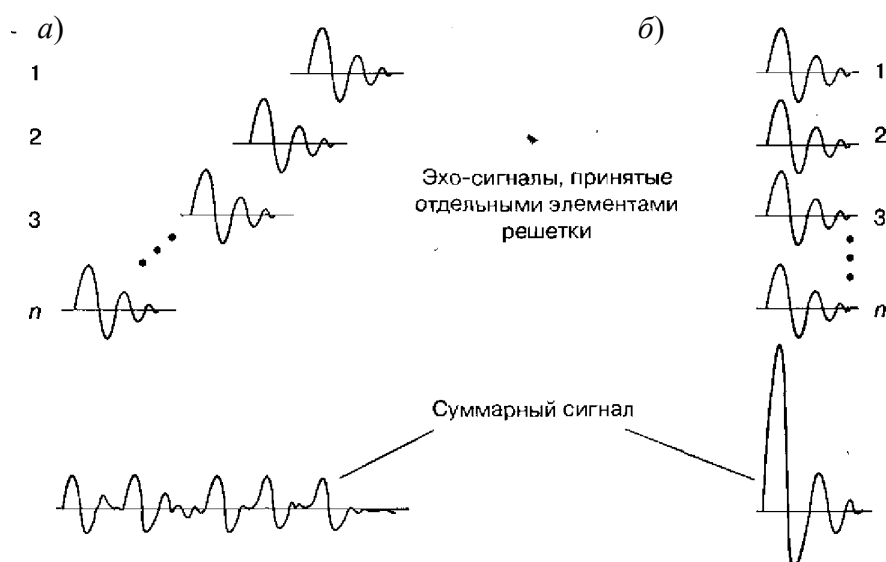
причем сдвиг этот имеет вполне определенную закономерность в зависимости от номера канала (элемента), например, как это показано на рисунке 2.13. В результате элементы решетки излучают УЗ-сигналы с таким же взаимным сдвигом во времени, и формируется фронт волны, соответственно повернутый в плоскости сканирования. УЗ-луч, получающийся в результате суммирования в пространстве всех излучаемых решеткой УЗ-сигналов, имеет направление, перпендикулярное фронту волны.

По окончании излучения импульсов начинается прием эхосигналов элементами решетки. Эхосигналы, полученные в результате отражения от некоторой структуры, приходят на различные элементы решетки также со взаимным сдвигом во времени, обусловленным взаимным пространственным расположением элементов и отражающей структуры: к первому элементу эхосигнал придет раньше, чем ко второму, и т. д. Позже всех эхосигнал придет к n -му элементу. Соответственно, и в приемных каналах эхо-сигналы, преобразованные элементами решетки в электрические, будут иметь сдвиг во времени (см. рисунок 2.13 сигналы на входе приемного тракта). Для того чтобы обеспечить прием этих сигналов, надо устранить их взаимный сдвиг. Это делается с помощью управляемых линий задержки в приемных каналах, значения задержек в которых устанавливаются такими, чтобы скомпенсировать сдвиг. На выходе линий задержки эхосигналы, принятые с данного направления, будут выравнены по задержке и фазе.

Принцип суммирования сигналов можно пояснить с помощью рисунка 2.14. Если взаимный сдвиг по задержке сигналов не скомпенсирован, то в результате суммирования их в приемном тракте получаем протяженный во времени сигнал малого уровня почти такой же величины, как и каждый из сигналов (см. рисунок 2.14, *а*). Если же сигналы выравнены по задержке и фазе (сфазированы), то в результате суммирования получим узкий сигнал с большой амплитудой, в идеале в n раз больший по амплитуде, чем каждый из эхосигналов (см. рисунок 2.14, *б*). Так, при числе каналов $n = 64$ получим суммарный сигнал, в 64 раза больший по амплитуде. Таким образом, эхо-сигналы с выбранного направления после суммирования в приемном тракте будут существенно превышать уровень сигналов с других, ненужных направлений, и таким образом реализуется направленный прием сигналов.

Как же осуществляется сканирование? В режиме излучения – посредством управления задержками (и фазами) сигналов от генераторов импульсов. В режиме приема – с помощью управления задержками в приемных каналах.

При этом, чем больше в данном канале задержка на излучение, тем она должна быть больше на прием, чтобы излучение и прием происходили в одном луче. Каждому направлению (УЗ-лучу) соответствует свой набор задержек на излучение и прием. Меняя этот набор, можно осуществлять сканирование, т. е. перемещение УЗ-луча. Вследствие того, что сканирование обеспечивается управлением задержками и фазами сигналов, секторное электронное сканирование получило название фазированного.



a – сигналы имеют различные задержки; *б* – сигналы выравнены по задержке и сфазированы (в одной фазе)

Рисунок 2.14 – Суммирование сигналов по фазе

Из пояснения принципа фазированного сканирования становится понятно, что этот вид сканирования аппаратно сложнее, чем все описанные ранее. Его применение оправдано рядом преимуществ:

- малый размер датчика и небольшая рабочая поверхность, контактирующая с пациентом, что очень удобно в кардиообследованиях как взрослых, так и детей;
- высокая частота кадров, что важно для наблюдения быстро двигающихся структур;
- большие, чем у других видов секторного сканирования, возможности для одновременной работы в режимах В, М и доплеровском.

Недостатки фазированного секторного сканирования:

- основной недостаток – некоторое ухудшение качества изображения на краях сектора сканирования, заметное на углах более $25^\circ \dots 30^\circ$ от оси сектора в обе стороны. Это связано с расширением луча, тем большим, чем больше его отклонение от оси сектора, что объясняется уменьшением эффективной апертуры;
- малая ширина зоны обзора на небольших глубинах – меньшая, чем при механическом и микроконвексном сканировании;
- возможность некоторого снижения качества изображения вследствие трудностей качественного выполнения решетки и точного управления задержками, что может приводить к росту боковых лепестков УЗ-луча.

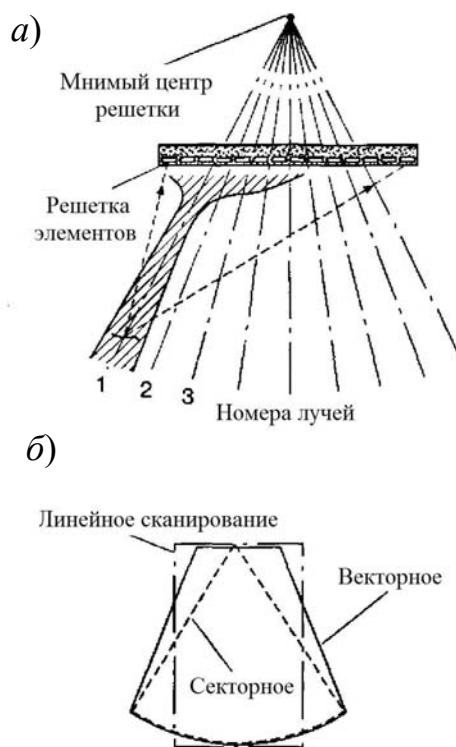
6 Векторное сканирование. Название «векторное сканирование» введено специалистами фирмы «Акусон» для обозначения усложненного варианта фазированного секторного электронного сканирования, который впервые был реализован в приборах фирмы. Векторное сканирование имеет целью уменьшить недостаток фазированного секторного сканирования – малый размер зоны обзора на небольших глубинах – и преодолеть недостаток линейного сканирования – малый размер зоны обзора на больших глубинах.

На рисунке 2.15 показано, как формируются УЗ-лучи при векторном сканировании.

Принципы формирования аналогичны фазированному секторному сканированию с той разницей, что в процессе приема эхосигналов для каждого из лучей приходится по мере увеличения глубины приема дополнительно корректировать и выставлять задержки (и фазы) сигналов так, чтобы компенсировать разность путей эхосигналов для луча с осью, сдвинутой относительно центра решетки элементов. Напомним, что при фазированном секторном сканировании оси всех лучей проходят через центр решетки (см. рисунок 2.13). При векторном сканировании оси лучей также проходят через одну точку – мнимый центр решетки (см. рисунок 2.15).

Преимущество векторного сканирования заключается в улучшении формы зоны обзора. Расширение зоны на малых глубинах способствует более информативному обследованию.

Недостаток векторного сканирования – сложность аппаратной реализации метода.



а – схема сканирования; *б* – зоны обзора при различных видах сканирования

Рисунок 2.15 – Векторное электронное сканирование

2.4 Ультразвуковые инструменты и преобразователи для лечебных воздействий, принципы построения

Ультразвуковые инструменты снабжены электроакустическими преобразователями (ЭАП), в которых используется один из двух способов преобразования энергии электрических колебаний в механические: магнитострикция,

пьезоэффект. Амплитуды механических смещений, получаемые на однополуволновых ЭАП, обычно не превышают 4...6 мкм и, как правило, недостаточны для эффективной работы на биологических тканях, в связи с чем применяют дополнительные, так называемые стержневые, концентраторы (реже их называют волноводами), способные усилить амплитуду колебаний ЭАП в несколько десятков раз. Причем различные элементы ультразвуковых медицинских инструментов (УЗМИ): ЭАП, согласующие элементы, концентраторы и собственно рабочие окончания – могут совершать продольные, крутильные, изгибные колебания, а иногда и более сложные формы колебаний.

Обычно для передачи ультразвуковой энергии от ЭАП к рабочей зоне (т. е. биообъекту) выбирают такой вид колебаний, при использовании которого наиболее просто реализуется рабочий процесс, и во многих случаях руководствуются конструктивными соображениями. Однако необходимо учитывать и специфические особенности, связанные с распространением и применением того или иного вида колебаний. Так, скорости распространения продольных C_1 , крутильных C_2 и изгибных $C_{изг}$ колебаний в концентраторах различны:

$$C_1 = \sqrt{E/\rho}; C_2 = \sqrt{G/\rho}; C_{изг} = \sqrt{C_1} \sqrt{r_x \omega},$$

где E, G – модули упругости 1-го и 2-го рода соответственно;

ω – круговая частота;

r_x – радиус инерции поперечного сечения концентратора.

Следствие различий скоростей звука – различие в резонансных длинах однополуволновых концентраторов разных видов колебаний. Например, волноводы-концентраторы продольных колебаний в 1,5–1,7 раза длиннее аналогичных волноводов крутильных колебаний.

В зависимости от вида биологической ткани (мягкая, костная, хрящевая) и от рода работы с этой тканью (соединение, разделение, обработка) концентраторы выполняются с соответствующими рабочими окончаниями (пилки, скальпели, ножи, лопатки, бужи и др.). Эти окончания принято называть насадками вне зависимости от того, изготовлены ли они как одна монолитная деталь вместе с концентратором или же представляют собой самостоятельные детали, прикрепляемые к концентратору.

Для расширения возможностей ультразвуковых инструментов концентраторы, содержащие рабочую часть (насадку), выполняют сменными и присоединяют к части ультразвукового инструмента, содержащей ЭАП (иногда называемой ультразвуковым акустическим узлом), с помощью, например, резьбового соединения 9 (рисунок 2.16), которое, с целью снижения нагрузки на резьбу, обычно располагается в пучности механических смещений.

Для создания дополнительного усиления применяют промежуточные однополуволновые резонансные концентраторы 7 продольных колебаний, коэффициент усиления M которых выбирается небольшим ($M = 2...3$). Сами концентраторы называют согласующими.

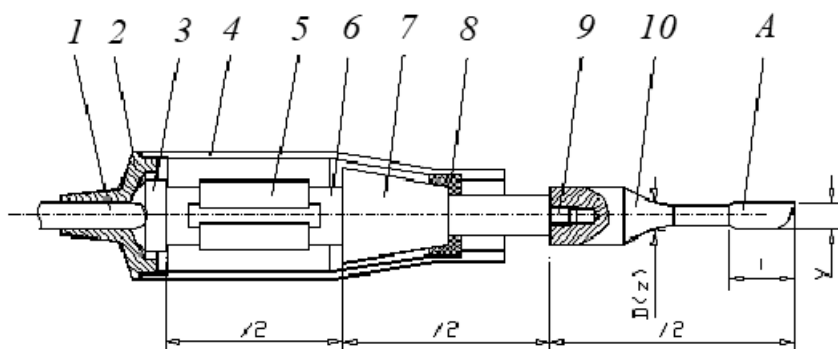


Рисунок 2.16 – Ультразвуковой инструмент с магнитострикционным преобразователем

Магнитострикционные преобразователи соединяют с согласующими элементами посредством паянного, сварного или клеевого соединения, которое должно выдерживать как высокие динамические нагрузки, так и температуры до $80\text{ }^{\circ}\text{C} \dots 120\text{ }^{\circ}\text{C}$, а также противостоять коррозии. Из клеев часто применяются эпоксидные клеи ВК-3, ВК-36. Крепление ЭАП в корпусе должно быть таким, чтобы снизить передачу вибраций на корпус акустического узла.

Для большинства УЗМИ область наиболее рациональных частот, определенная как с учетом воздействия на биологическую среду, так и с позиций создания эффективных УЗМИ, лежит в интервале $18 \dots 70\text{ кГц}$. Причем снижение рабочих частот приводит к увеличению продольных габаритов инструментов, а повышение частот более 50 кГц – к существенному росту рассеиваемой мощности. Для ультразвуковых установок в СНГ выделены частоты: $22\text{ кГц} \pm 7\%$, $44\text{ кГц} \pm 7\%$, $66\text{ кГц} \pm 7\%$ и дополнительная частота $26,5\text{ кГц} \pm 7\%$.

Один из вариантов конструкции УЗМИ с магнитострикционным преобразователем представлен на рисунке 2.16. В УЗМИ к магнитостриктору 6 соосно эпоксидным клеем ВК-36 приклеен согласующий элемент 7, на правом рабочем торце которого расположена шпилька 9, на которую может наворачиваться сменный инструмент-концентратор 10 с рабочим окончанием А. Акустический узел крепится в корпусе 4 с крышкой 2 через промежуточные резиновые прокладки 3 и 8, одна из которых расположена в узле смещения. Сигнал с ультразвукового генератора поступает через шнур 1 на обмотку возбуждения 5.

Типовая конструкция УЗМИ с пьезокерамическим преобразователем представлена на рисунке 2.17. Она имеет много общего с конструкцией магнитострикционного УЗМИ, однако наблюдаются и некоторые отличия. Так, колебательная система крепится к корпусу 11 с помощью жестяного металлического кольца 16, располагаемого в узле продольных смещений. ЭАП состоит из двух пьезокерамических колец 14, зажатых с помощью шпильки 13 между излучающей 17 и отражающей 12 накладками. Для обеспечения электрической изоляции электрода между пьезопластинами и шпилькой установлена электроизоляционная втулка 15. Через отверстие в волноводе-аспираторе 19 по трубке 18 удаляется разрушаемая биоткань.

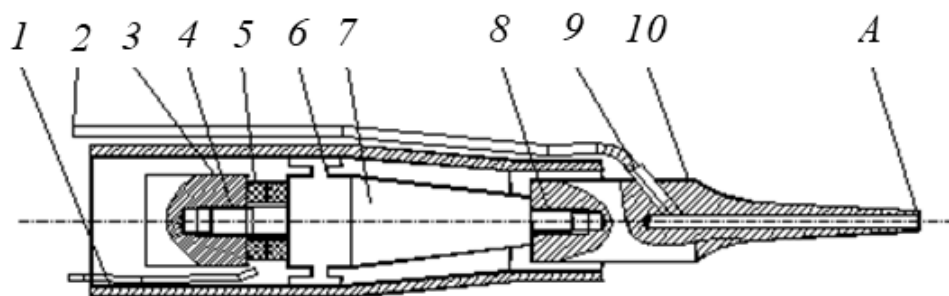


Рисунок 2.17 – Ультразвуковой инструмент с пьезокерамическим преобразователем

В особый класс можно выделить достаточно сложные ультразвуковые аспираторы, выпускаемые фирмами «Кавитрон», «Алока», имеющие систему жидкостного охлаждения акустических узлов, набор сменных полых волноводов-концентраторов, промежуточные сменные прямые и криволинейные волноводы. Эти аппараты снабжаются также системами подачи жидкости в зону ультразвуковой обработки и, как уже отмечалось, аспирационными отсосами, создающими разрежение до 700 мм рт. ст. Характерная особенность аппаратов – большие амплитуды колебаний рабочих окончаний (до 150 мкм). Получение таких амплитуд требует высокой тщательности проектирования ультразвуковой колебательной системы, использования высокопрочных материалов в высокоамплитудных частях волноводов (например, титановые сплавы), высокоточного изготовления этих волноводов-инструментов.

2.5 Методы проектирования и расчета ультразвуковых медицинских инструментов

Типовой УЗМИ состоит из ЭАП (пьезо- или магнитострикционного), согласующего волновода-концентратора и набора, как правило, сменных инструментов-концентраторов. Эти элементы УЗМИ, как отмечалось, могут совершать различные виды колебаний.

Для грамотного проектирования УЗМИ и его элементов требуется расчет:

- электроакустического преобразователя (т. е. решение задачи о вынужденных незатухающих колебаниях ЭАП с учетом внутреннего трения);
- согласующих элементов и сменных волноводов-концентраторов (т. е. решение задачи о вынужденных колебаниях с учетом внутреннего трения, которая, однако, часто сводится к решению задачи о свободных незатухающих колебаниях этого же элемента);
- рабочих окончаний (рассчитываемых в зависимости от конфигурации либо как пассивные, либо как активные элементы);
- УЗМИ в целом (с определением механической и электрической добротности УЗМИ, амплитудно- и фазочастотных характеристик, положения узлов и

пучности колебаний, максимальных механических напряжений и амплитуд колебаний в заранее заданных точках).

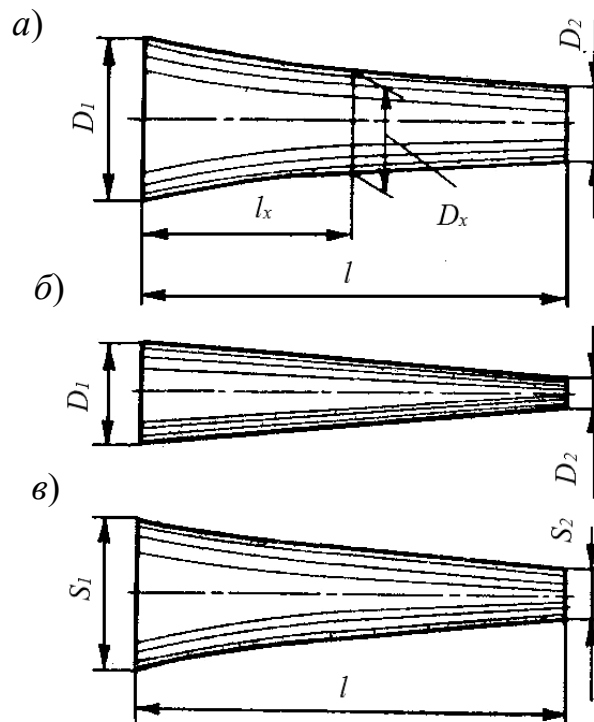
Кроме того, при любом проектировании необходимо решение задач оптимизации параметров проектируемой системы, что особенно важно, т. к. от размеров, массы, эргономических характеристик УЗМИ, находящегося в руках врача (чаще хирурга), во многом зависит и качество, и успех медицинского вмешательства или операции.

При выполнении поверочных расчетов приходится сталкиваться с задачами, требующими определения резонансных частот и форм колебаний УЗМИ при заданной геометрии инструмента. Рассмотрим подробнее решение наиболее часто встречающихся задач расчета и проектирования УЗМИ на примере УЗМИ продольных колебаний.

2.5.1 Расчет концентраторов для ультразвуковых инструментов.

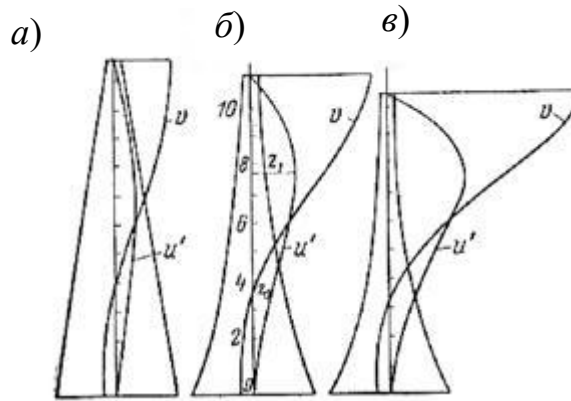
Для передачи ультразвуковой энергии от преобразователя к объекту применяют концентраторы-волноводы (рисунок 2.18). Они трансформируют колебания малой амплитуды, возникающие на их большей площади входного торца (в месте соединения с преобразователем), в колебания большей амплитуды, сосредотачиваемые на малой площади выходного торца (рисунок 2.19).

В медицинских ультразвуковых инструментах применяются концентраторы экспоненциальной, конусной, катеноидальной и ступенчатой форм.



a – катеноидальный концентратор; $б$ – конусный концентратор; $в$ – экспоненциальный концентратор

Рисунок 2.18 – Различные типы концентраторов



a – конусный концентратор; b – экспоненциальный концентратор; v – катеноидальный концентратор; v – амплитуда колебательной скорости; u' – деформация

Рисунок 2.19 – Распределение амплитуды колебательной скорости и деформации по длине концентратора

Концентраторы, выполненные в виде круглого стержня с экспоненциальным изменением сечения (см. рисунок 2.18, в), представляют собой тела, площадь поперечного сечения которых в направлении распространения упругих колебаний изменяется по экспоненциальному закону

$$S_2 = S_1 e^{-\alpha x}, \quad (2.1)$$

где S_1 – площадь концентратора у основания преобразователя;

S_2 – площадь концентратора на расстоянии x от преобразователя.

Увеличение амплитуды прямо пропорционально отношению начального S_1 и конечного S_2 сечения концентратора.

Для расчета экспоненциального концентратора должны быть известны следующие величины: частота ультразвука f , площадь на входе S_1 и его площадь S_2 на выходе, или их диаметры D_1 и D_2 , число $n = \frac{2l}{\lambda}$ и скорость звука в материале стержня C_1 .

Коэффициент усиления в случае круглого сечения

$$k = \sqrt{\frac{S_1}{S_2}} = \frac{D_1}{D_2}. \quad (2.2)$$

Длина концентратора

$$l = \frac{nc}{2f} \sqrt{1 + \left(\frac{\ln k}{\pi n} \right)^2}. \quad (2.3)$$

Показатель экспоненты

$$\alpha = \frac{2 \ln k}{l}. \quad (2.4)$$

После расчета и определения величин k , l и α вычисляют размеры концентратора (диаметры). Для случая расчета по заданным диаметрам

$$D_2 = D_1 e^{\frac{\alpha}{2} x}. \quad (2.5)$$

Нахождение полных геометрических размеров концентратора выполняется графически. Для этого составляют чертеж, в котором по оси откладывают равные произвольно взятые отрезки (например, через 2 или 5 мм), и через них проводят под углом 90° параллельные линии. На этих линиях откладывают вычисленные значения диаметров. Крайние точки соединяют плавной линией, образующей экспоненту.

Положение узловой плоскости для экспоненциального концентратора в общем случае (на концентратор укладывается целое число полуволн)

$$x_0 = \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{2\pi}{\lambda}\right)^2 - \alpha^2}} \operatorname{arctg} \frac{\sqrt{\left(\frac{2\pi}{\lambda}\right)^2 - \alpha^2}}{\alpha}, \quad (2.6)$$

откуда место узла скорости упругих колебаний для полуволнового ($n = 1$) экспоненциального концентратора определяют по формуле

$$x_0 = \frac{l}{\pi} \operatorname{arctg} \left(\frac{1}{\pi} \ln k \right). \quad (2.7)$$

Подставляя известные величины l и k , получают значение, определяющее плоскость узла колебаний, лежащую перпендикулярно оси концентратора. Эти данные наносят на чертеж.

Эффективную работу обеспечивает катеноидальный концентратор, сечение которого изменяется по закону

$$S_1 = S_2 \operatorname{ch}^2 \left[\frac{1}{l} (l - z) \operatorname{arch} N \right], \quad (2.8)$$

где S_2 – наименьшее сечение концентратора;

l – расчетная длина концентратора;
 z – расстояние от наибольшего сечения.
 Для диаметра

$$D_1 = D_2 \operatorname{ch} \left[\frac{(l-z)}{l} \operatorname{arch} N \right] \quad (2.9)$$

коэффициент концентрации

$$N = \frac{D_1}{D_2}, \quad (2.10)$$

где D_1 – наибольший диаметр концентратора.

Резонансную длину концентратора рассчитывают по формуле

$$l = \frac{\lambda}{2} (N^{0,155} - 0,24). \quad (2.11)$$

Расстояние z_0 от наибольшего сечения концентратора до узловой плоскости

$$z_0 = \frac{0,5}{N^{0,234}}. \quad (2.12)$$

Диаметр D_0 сечения концентратора в узловой плоскости при $N > 3$

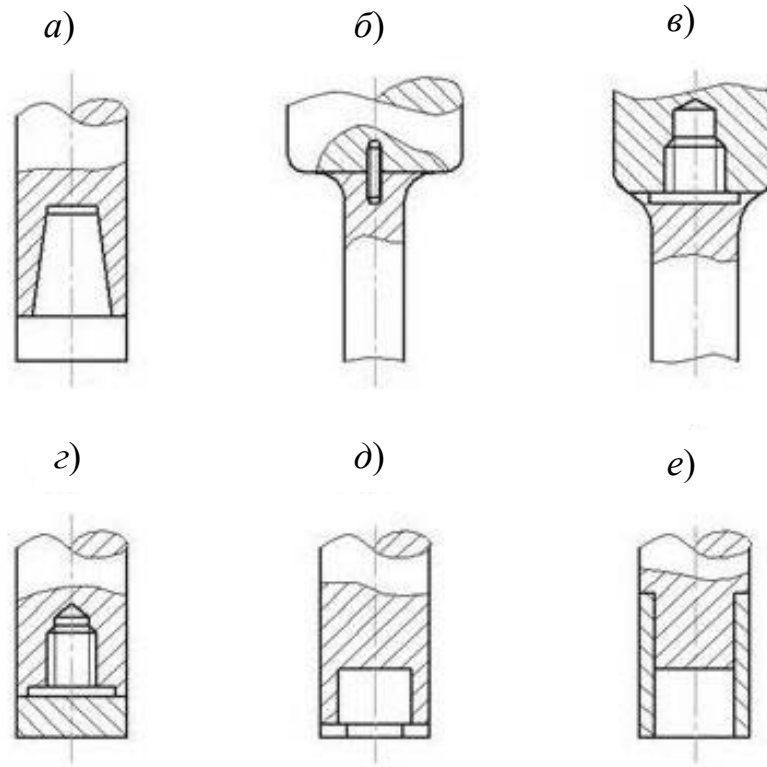
$$D_0 = D_2 (0,36N + 0,5). \quad (2.13)$$

Коэффициент усиления k при $N > 2$ $k = 0,9N^{1,27}$.

Наилучшими эксплуатационными свойствами обладают инструменты, изготовленные как единое целое с концентратором.

Однако, ввиду износа, такой инструмент имеет ограниченный срок работы. Количество деталей, изготавливаемых одним инструментом, зависит от обрабатываемого материала, характера операции, требуемой точности обработки.

Поэтому при массовом, серийном и мелкосерийном производстве целесообразно изготавливать инструмент отдельно от концентратора и крепить его к торцу концентратора. На рисунке 2.20 изображены способы крепления инструмента диаметром до 15 мм к концентратору.



a – посадка на конусе с последующей пайкой оловянным припоем; *б* – пайка оловянным припоем в пучности напряжений; *в* – резьбовое крепление в пучности напряжений; *г* – резьбовое крепление инструмента; *д* – пайка оловянным припоем; *е* – пайка латунью

Рисунок 2.20 – Способы крепления инструмента и концентратора

2.5.2 Выбор структуры и расчет параметров прямых пьезопреобразователей.

Пьезоэлектрический преобразователь состоит из пьезопластины, демпфера, призмы, протектора и корпуса. Основным элементом преобразователя является пьезопластина, имеющая, как правило, круглую форму. Выбор материала пьезопластины определяется требуемыми характеристиками преобразователя и условиями применения. Толщина пластины h для резонансного режима работы выбирается полуволновой для рабочей частоты f_p , на которой ведется диагностика или воздействие:

$$h_1 = \frac{c_1}{2f_p}. \quad (2.14)$$

Толщина согласующего протектора h_2 выбирается четвертьволновой:

$$h_2 = \frac{c_2}{4f_p}, \quad (2.15)$$

где c_2 – скорость звука в материале протектора.

Материал протектора при излучении в жидкость должен быть по характеристическому акустическому импедансу Z_2 возможно ближе к значению

$$Z_2' = \sqrt{Z_1 Z_3}, \quad (2.16)$$

где Z_1, Z_3 – характеристические импедансы пьезопластины и воды.

Для этого вычисляется значение Z_2' и подбирается материал [3], характеристический импеданс которого Z_2 возможно ближе к Z_2' . При излучении в биологические ткани материал протектора выбирается с большим затуханием ($> 100 \text{ м}^{-1}$). Для изготовления протекторов применяют кварц, сапфир, бериллий, сталь, минералокерамику, а также материалы на основе эпоксидных смол с наполнителями. В некоторых вариантах протектор может отсутствовать.

Материал демпфера выбирается из [3]. Он должен обладать большим характеристическим импедансом, равным $Z_4 > (3,5 - 6) \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с}$, если прозвучиваются объекты малой толщины или если используется имерсионная ванна. Если прозвучиваются объекты большой толщины или применяются наклонные линии задержки, то демпфер либо отсутствует, либо имеет импеданс $Z_4 < (1 - 2) \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с}$. Толщина демпфера должна обеспечить уменьшение амплитуды ультразвуковых колебаний не менее чем на 60 дБ вследствие затухания. Если затухание меньше, то верхнюю грань демпфера, противоположную пьезопластине, следует выполнять ребристой, чтобы на ней происходило рассеяние ультразвука.

2.6 Типы преобразователей на фазированных решетках

Фазированные решетки, используемые в практике ультразвуковых исследований, и типы обеспечиваемой ими фокусировки перечислены в таблице 2.1 и представлены на рисунках 2.21–2.26. Кроме того, возможно применение и других конфигураций фазированных решеток в зависимости от решаемых задач.

Таблица 2.1 – Фазированные решетки, используемые в практике

Решетка	Управление лучом	Форма фронта луча
Концентрическая	По глубине	Сферическая
Одномерная линейная плоская	По глубине, углу	Эллиптическая
Двухмерная матрица	По глубине, телесному углу	Эллиптическая
Полуторамерная матрица	По глубине, небольшому телесному углу	Эллиптическая
Двухмерная концентрическая	По глубине, телесному углу	Сферическая
Одномерный кольцевой преобразователь	По глубине, телесному углу	Сферическая

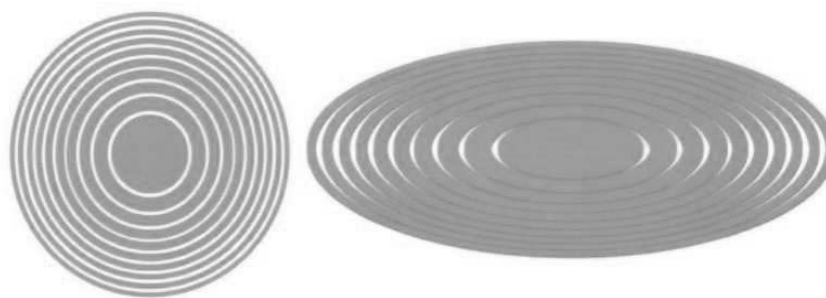


Рисунок 2.21 – Концентрическая фазированная решетка с равными по площади элементами



Рисунок 2.22 – Одномерная фазированная решетка

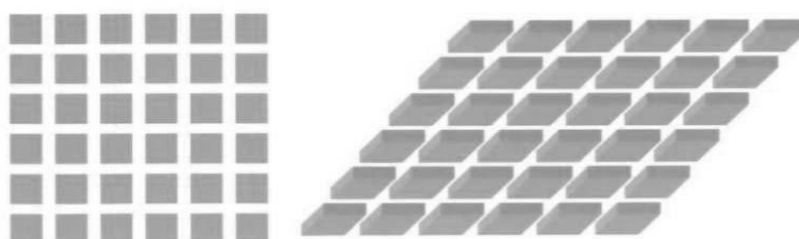


Рисунок 2.23 – Двухмерная фазированная матрица

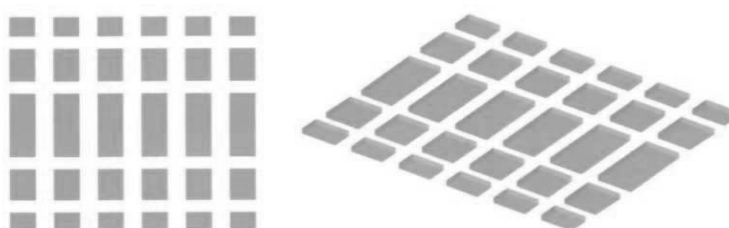


Рисунок 2.24 – Полуторамерная фазированная матрица

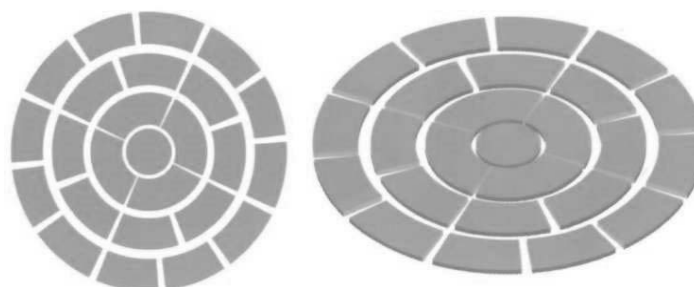


Рисунок 2.25 – Двухмерная концентрическая матрица

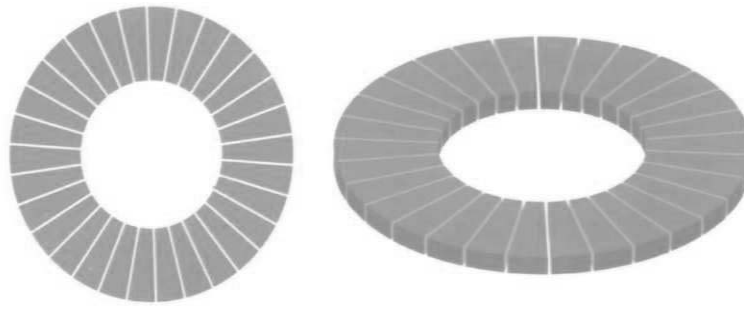


Рисунок 2.26 – Одномерный кольцевой преобразователь «ромашка»

Примеры сфокусированных звуковых полей для распространенных типов решеток приведены на рисунках 2.27–2.30.

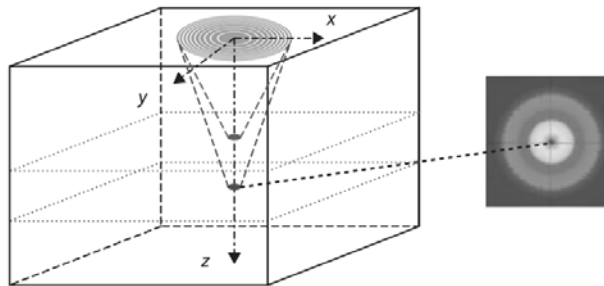


Рисунок 2.27 – Одномерная сферическая фокусировка по глубине и поперечное сечение звукового поля концентрической фазированной решетки

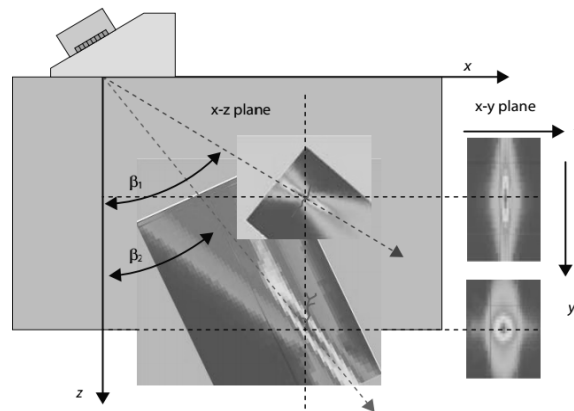


Рисунок 2.28 – Двухмерная цилиндрическая фокусировка по глубине и углу с помощью линейной одномерной фазированной решетки, установленной на призму

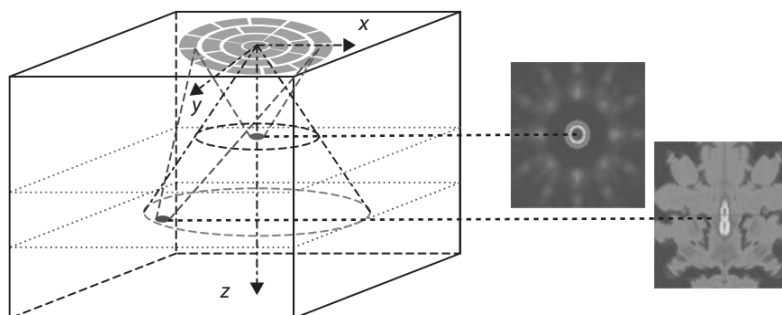


Рисунок 2.29 – Сферическая/эллиптическая фокусировка в трех измерениях с использованием двухмерной концентрической матрицы

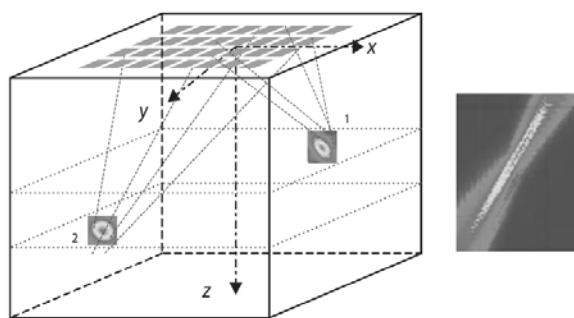


Рисунок 2.30 – Эллиптическая фокусировка прямоугольной двумерной матрицей

Каждый элемент решетки излучает поле с определенной диаграммой направленности. При отклонении поля решетки на некоторый угол от нормали будут суммироваться ослабленные боковые лучи диаграмм направленности элементов. Чем меньше размеры элементов, тем шире их диаграммы направленности, но все же ограниченная ширина диаграммы направленности сохраняется. Считают, что допустимо использовать боковые лучи диаграмм направленности, ослабленные не более чем в 2 раза по отношению к максимуму излучения.

2.6.1 Методика расчета и проектирования преобразователей на фазированных решетках.

Выбор частоты ультразвуковых волн. При выборе частоты с точки зрения выявляемости минимальных объектов следует учитывать условие, которое определяется следующим выражением:

$$\lambda = \frac{c}{f} < 2 \cdot b_{\min}, \quad (2.17)$$

где b_{\min} – минимальный размер выявляемого объекта.

Рабочую частоту следует выбирать из рекомендаций для исследования определенных биологических объектов.

Определение и выбор углов ввода в объект контроля. Предварительно приняв, что прозвучивание объекта проводится продольными волнами, можно рассчитать и выбрать углы ввода. Диапазон углов сканирования может быть задан в исходных данных на разработку. Если этого нет, то следует проанализировать объект исследования и задать величину сектора сканирования.

Определение геометрических параметров фазированной решетки. Существует большое количество типов фазированных решеток. Тип решетки в основном определяется расположением пьезоэлементов в ней. Выбор типа решетки осуществляется по необходимой пространственной конфигурации акустического поля. В данном случае рассчитывается линейный тип фазированной решетки (рисунок 2.31). Линейные решетки наиболее часто применяются на практике. Их основными преимуществами являются: простая конструкция и изготовление; простой расчет и моделирование; возможность применения с линия-

ми задержки различной формы, в контактном и иммерсионном вариантах; сравнительно низкая стоимость; универсальность.

Ширина элемента e – это ширина одного пьезоэлемента фазированной решетки. Данная величина определяется из условия

$$e < \frac{\lambda}{2}. \quad (2.18)$$

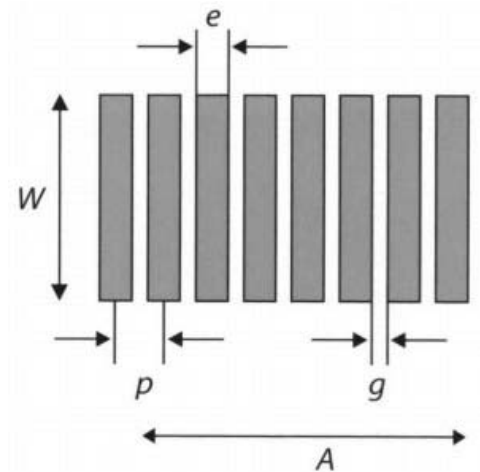


Рисунок 2.31 – Геометрические параметры фазированной решетки

Максимальный размер элемента e_{\max} – это допустимая максимальная ширина отдельного элемента, которая определяется максимальным углом отклонения луча при электронном управлении:

$$e_{\max} = \frac{0,514 \cdot \lambda}{\sin(\alpha_{\max})}. \quad (2.19)$$

Шаг решетки p – это расстояние между центрами соседних элементов решетки. Главное правило состоит в том, чтобы соблюдалось условие

$$p < 0,67 \cdot \lambda. \quad (2.20)$$

Выполнение этого условия важно для избегания образования дополнительных лепестков диаграммы направленности.

С учетом этого условия принимается шаг решетки.

Новые разработанные приборы показывают, что шаг размещения элементов p может быть и больше длины волны, но при этом возможность управления лучом становится ограниченной.

Зазор между ближайшими элементами g находится как разность между шагом решетки и шириной одного элемента:

$$g = p - e. \quad (2.21)$$

Количество элементов n определяет размер и эффективность работы фазированной решетки. Количество элементов выбирается из ряда 16, 32, 64, 128 элементов.

Активная апертура A . Активной апертурой называется общая длина решетки. Апертура рассчитывается по следующей формуле:

$$A = n \cdot e + g \cdot (n - 1). \quad (2.22)$$

При расчете элементов фазированной решетки имеет место и определение толщины ее элементов. Толщина элементов $h_{\text{пласт}}$ выбирается из условия

$$h_{\text{пласт}} = \frac{C_{\text{пласт}}}{2 \cdot f}, \quad (2.23)$$

где $C_{\text{пласт}}$ – скорость продольной волны в материале пьезоэлемента.

Пьезоматериал и его характеристики выбираются по справочникам.

Диапазон углов «качания» луча α_s – это разность максимального и минимального углов преломления луча в объекте:

$$\alpha_s = \alpha_{\max} - \alpha_{\min}. \quad (2.24)$$

Эффективная активная апертура A_{eff} – проекция активной апертуры на плоскость, перпендикулярную преломленным лучам (рисунок 2.32).

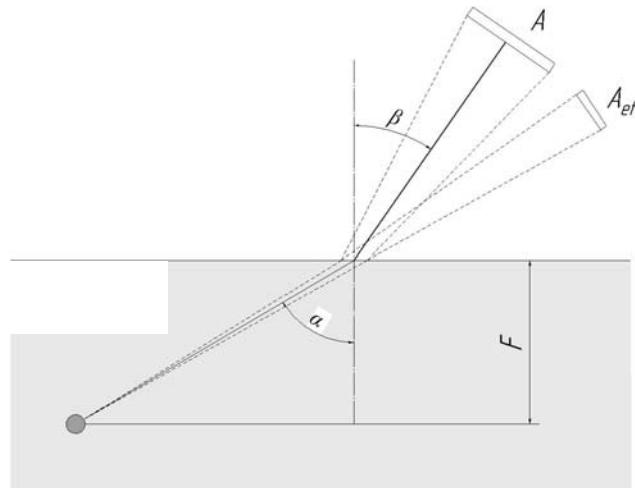


Рисунок 2.32 – Отклонение луча в линии задержки

Рассчитывается по формуле

$$A_{\text{eff}} = \frac{A \cdot \cos(\alpha)}{\cos(\beta)}. \quad (2.25)$$

Эффективная активная апертура зависит от углов падения луча на границу раздела «задержка – объект» и от угла ввода в исследуемый объект. Необходи-

мо рассчитать значения для максимальных и минимальных углов падения и соответствующих им углов ввода:

$$A_{eff\ min} = \frac{A \cdot \cos(\alpha_{min})}{\cos(\beta_{min})};$$

$$A_{eff\ max} = \frac{A \cdot \cos(\alpha_{max})}{\cos(\beta_{max})}.$$

Из полученных значений очевидно, что с увеличением углов величина эффективной активной апертуры уменьшается.

Минимальная активная апертура A_{min} – это минимально необходимая активная апертура, чтобы получить достаточную фокусировку под максимальным преломленным углом:

$$A_{min} = 2 \cdot \left(\frac{F \cdot (C_{t2}^2 - C_{t1}^2 \cdot \sin^2(\alpha_{max}))}{f \cdot C_{t2}^2 \cdot \cos^2(\alpha_{max})} \right)^{0.5}, \quad (2.26)$$

где C_{t1} – скорость звука в первой среде (призма);

C_{t2} – скорость звука в контролируемом образце;

f – частота ультразвука;

F – фокусная глубина для максимального угла преломления (принимается равной толщине исследуемого объекта);

α_{max} – максимальный угол преломления в исследуемом объекте.

2.7 Фокусирующие преобразователи

Фокусирующие системы применяют для повышения разрешающей способности, чувствительности (особенно на фоне структурных помех), точности определения координат и размеров неоднородностей. Существуют четыре основных типа фокусирующих систем: активные концентраторы, рефракторы, рефлекторы и дефлекторы.

Активные концентраторы – изогнутые пьезоэлементы, представляющие собой часть сферы или цилиндра (рисунок 2.33, а). Фокусное расстояние F таких концентраторов равно их радиусу R кривизны; радиус a зрачка и фокусное расстояние определяют угол раскрытия фронта

$$\theta_m = \arcsin \frac{a}{F}. \quad (2.27)$$

Рефракторы – линзы, преобразующие плоскую волну в сходящуюся (рисунок 2.33, б). Линзы делают вогнутыми (ускоряющими) и выпуклыми (замедляющими) в зависимости от соотношения скоростей ультразвука в среде c_c и в материале линзы c_l , которое называется показателем преломления $n = c_c / c_l$. Для фо-

кусировки ультразвука при $n < 1$ линза должна быть вогнутой, при $n > 1$ – выпуклой. Если среда – иммерсионная жидкость, а линза сделана из органического стекла, то $n < 1$.

Фокусное расстояние такой плосковогнутой линзы связано с ее радиусом кривизны соотношением

$$F = \frac{R}{1 - n}. \quad (2.28)$$

Рефлекторы – отражатели, преобразующие плоскую волну в сходящуюся. В дефектоскопии применяют рефлекторы в виде криволинейных зеркал в призме (рисунок 2.33, в), в которых формирование сходящегося фронта осуществляется одновременно с поворотом пучка.

Дефлекторы – зональные пластинки (рисунок 2.33, г), состоящие из чередующихся акустически прозрачных и непрозрачных колец, внутренний a_v и наружный a_n радиусы которых определяются соотношениями

$$a_v = \sqrt{2mF\lambda}; \quad a_n = \sqrt{(2m+1)F\lambda}, \quad (2.29)$$

где $m = 0, 1, 2, \dots$.

Существенного выигрыша в амплитуде сигнала при фазовой фокусировке можно достичь, разделив пластину на кольца, соответствующие зонам Френеля (например, глубокими бороздками), и подав на электроды четных и нечетных колец электрические сигналы в противофазе. Такое включение колец показано на рисунке 2.33, г.

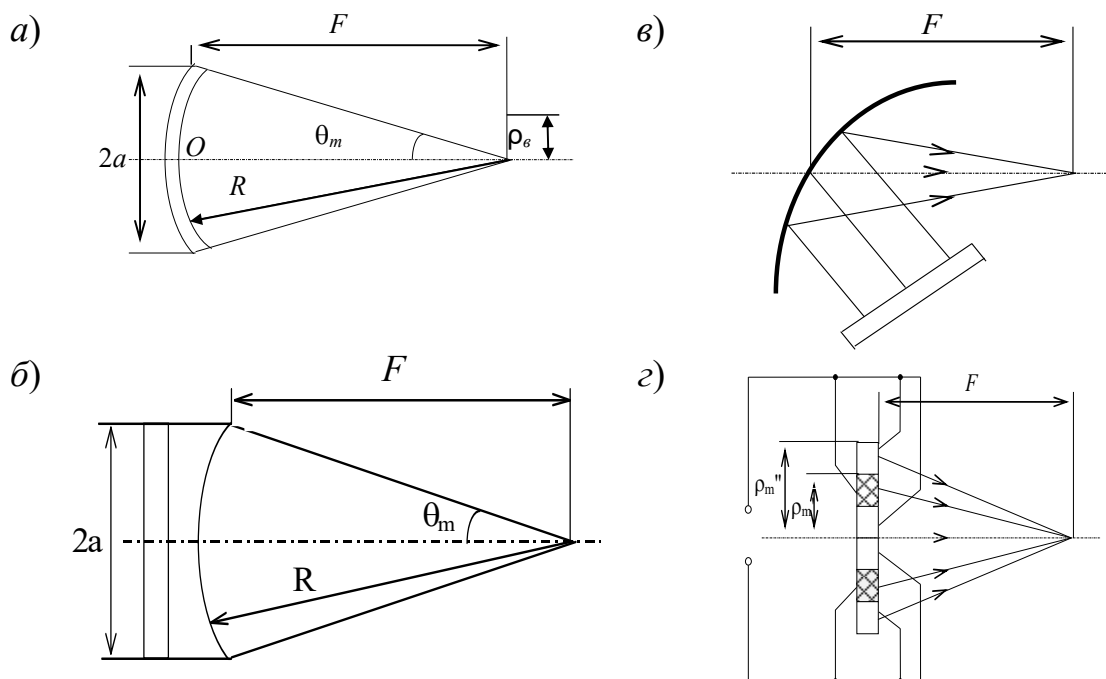


Рисунок 2.33 – Основные типы фокусирующих преобразователей

Рассмотрим часто применяемый в практике сферический преобразователь (рисунок 2.34) с малым углом раскрытия $\theta_m \leq 30^\circ$. Учитывая, что расстояние от фокуса до произвольной точки A поверхности преобразователя постоянно и $R = F$, а также имея в виду условие малости углов раскрытия θ_m (из которого следует, что $a \ll f$), можно вычислить акустическое давление на оси преобразователя:

$$I = \frac{1}{\lambda} \int_0^a \rho_A d\rho_A \int_0^{2\pi} d\varphi_A \frac{e^{ikr_{AM}}}{r_{AM}}, \quad (2.30)$$

где a – радиус преобразователя.

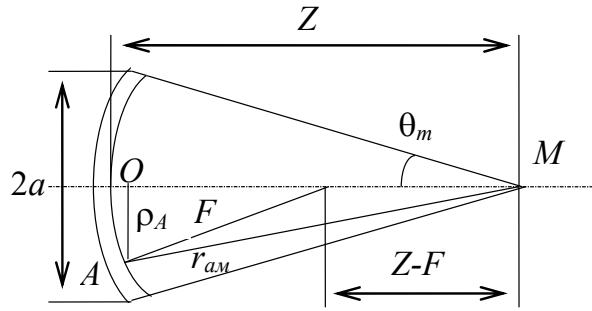


Рисунок 2.34 – Схема расчёта поля на оси фокусирующего преобразователя

На основании схемы, приведенной на рисунке 2.34,

$$\begin{aligned} r_{AM}^2 &= F^2 + (z - F)^2 - 2(z - F)F \cos \delta = \\ &= F^2 + (z - F)^2 - 2(z - F) \frac{\sqrt{F^2 - \rho_A^2}}{F} \approx z^2 + \rho_A^2 \left(1 - \frac{z}{F}\right). \end{aligned} \quad (2.31)$$

При вычислении I учитывают, что краевое значение r_{AM}

$$(r_{AM})_{\max} \approx z + \frac{a^2}{2z} \left(1 - \frac{z}{F}\right);$$

$$r_{AM} dr_{AM} = \rho_A d\rho_A.$$

В результате получается следующее выражение для поля вдоль оси:

$$|I| = \frac{2}{1 - \frac{z}{F}} \left| \sin \left[\frac{\pi}{2} \frac{z_0}{z} \left(1 - \frac{z}{F}\right) \right] \right|, \quad (2.32)$$

где $z_0 = a^2 / \lambda$.

Первый множитель этой формулы представляет собой гиперболу с асимптотой $z = F$, а второй – осциллирующую функцию. При $z = F$ (геометрический фокус) возникает неопределенность, раскрытие которой дает

$$|I| = \frac{S_A}{\lambda F} = \pi \frac{z_0}{zF}. \quad (2.33)$$

Для оптических систем $z_0 \gg F$. Вследствие этого осцилляции функции синуса происходят очень часто, и вблизи геометрического фокуса всегда имеется максимум синуса, из-за чего наибольший максимум (максимум максимумов) функции $|I|$ практически совпадает с геометрическим фокусом.

Важное отличие акустических фокусирующих систем от оптических состоит в том, что величины r_0 и F обычно соизмеримы. Поэтому осцилляции синуса редки, что вызывает смещение максимума максимумов функции $|I|$ (акустического фокуса) от геометрического фокуса в сторону преобразователя.

На рисунке 2.35 показан характерный для акустики случай. При $z_0/F = 2$ соотношение акустического и геометрического фокусов F_a/F составляет 0,8.

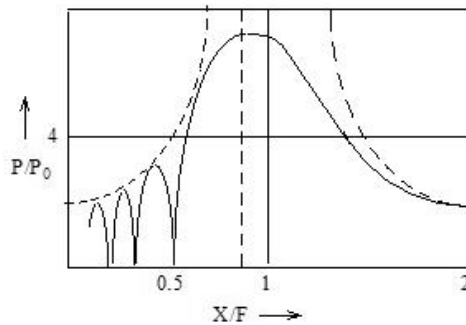


Рисунок 2.35 – Акустическое поле на оси фокусирующего преобразователя, у которого геометрический фокус расположен посередине ближней зоны

Графики, представленные на рисунке 2.36, позволяют рассчитать это соотношение, а также относительную протяженность фокальной зоны X/F в зависимости от $\frac{F}{z_0}$.

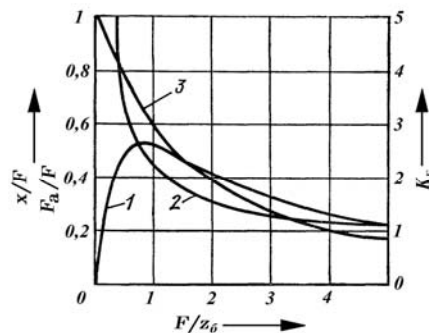


Рисунок 2.36 – График для расчета положения акустического фокуса (кривая 1), протяженности фокальной зоны (кривая 2) и коэффициента усиления (кривая 3) в зависимости от отношения фокусного расстояния к длине ближней зоны

Отношение максимальных амплитуд акустического давления фокусирующего и нефокусирующего преобразователей определяет коэффициент усиления фокусирующей системы

$$K_F = \frac{S_A}{2\lambda F}.$$

Если, однако, $z = F \gg x_0$, то из (2.33) получим $|I| = S_A / \lambda z$, в результате чего $K_F = 1$, т. е. фокусировка не дает выигрыша в усилении, если ее осуществлять в дальнем поле преобразователя. Используя уточненное выражение для наибольшего максимума функции $|I|$ фокусирующего преобразователя, можно видеть, что фокусировка дает выигрыш в чувствительности вплоть до $F = 5z_0$ (при вычислении K_F для поля нефокусирующего преобразователя везде принималось $|I| = 2$).

Простое выражение для определения поля давления в плоскости, перпендикулярной оси, можно получить для области вблизи геометрического фокуса

$$|I| = \frac{S_A}{\lambda F} \left| \frac{2J_1(k\rho_M \sin \theta_M)}{k\rho_M \sin \theta_M} \right|, \quad (2.34)$$

где ρ_M — расстояние от оси;

$2|J_1(x)/x|$ — функция Бесселя первого порядка.

Радиус фокального пятна (кружка Эри) находится из условия $J_1(x) = 0$ и определяется формулой

$$\rho_0 = 0,61 \frac{F\lambda}{a}.$$

Если $F \gg a^2 / \lambda$, то сечения поля фокусирующего и плоского нефокусирующего преобразователей имеют одинаковые радиусы, т. е. опять подтверждается вывод о том, что в дальней зоне фокусировка неэффективна.

Из-за кривизны поверхности все фокусирующие преобразователи (кроме зональных пластин) можно использовать при диагностике только при контакте через акустическую задержку. Преломление лучей на границе «задержка — объект» изменяет положение и форму фокального пятна. Например, если ось преобразователя перпендикулярна границе объекта, а толщина акустической задержки h , расстояние фокуса от поверхности изделия F' рассчитывается по формуле

$$F' = (F - h) \frac{c_A}{c_B},$$

где c_A, c_B — скорости звука в задержке и объекте.

При наклонном направлении оси преобразователя по отношению к поверхности объекта фокальные расстояния F в плоскости падения и в дополнительной плоскости не совпадают, поэтому фокальное пятно в значительной степени размывается. Тем не менее приближенные расчеты можно и в этом случае выполнять методом мнимого излучателя.

Список литературы

- 1 Неразрушающий контроль: справочник: в 7 т. / под общ. ред. В. В. Клюева. – М.: Машиностроение, 2004. – Т. 3: Ультразвуковой контроль. – 864 с.: ил.
- 2 **Акопян, Б. В.** Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами. Ультразвук в медицине, ветеринарии и экспериментальной биологии: учеб. пособие / Б. В. Акопян, Г. А. Ершов, под ред. С. И. Щукина. – М.: МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2005. – 224 с.: ил.
- 3 Ультразвуковые пьезопреобразователи для неразрушающего контроля / под ред. И. Н. Ермолова. – М.: Машиностроение, 1986. – 280 с.: ил.
- 4 **Корневский, Н. А.** Биотехнические системы медицинского назначения: учебник / Н. А. Корневский, Е. П. Попечителей. – Старый Оскол: ТНТ, 2013. – 688 с.
- 5 Источники и первичные преобразователи для приборов неразрушающего контроля / В. И. Борисов, А. П. Магилинский, В. А. Новиков [и др.]. – Могилев: Бел.-Рос. ун-т, 2019. – 320 с.