Содержание

Введение

1. Теоретическая часть

1.1 Необходимость измерения скорости и направления кровотока

1.2 Сущность эффекта Доплера

1.3 Доплеровские методы и аппараты, основанные на них

1.3.1 Основные этапы развития доплеровских методов

1.3.2 Основные принципы построения доплеровской аппаратуры

1.3.3 Электроакустические принципы построения доплеровских приборов

1.4 Ограничения доплеровского метода

1.5 Доплеровские системы с двухмерной визуализацией

1.5.1 Дуплексные системы

1.5.2 Системы с цветовым картированием потоков

1.6 Сравнительный анализ основных режимов получения доплеровской информации

1.7 Виды ультразвуковых датчиков для проведения доплерографии

1.7.1 Классификация датчиков по конструктивным параметрам

1.7.2 Классификация датчиков по характеру излучаемого ультразвука

2. Выбор функциональной схемы прибора

3. Разработка электрической принципиальной схемы прибора

3.1 Описание работы прибора на основании электрической принципиальной схемы

3.2 Расчет основных параметов схемы

3.3 Расчет надежности электрической схемы

4. Разработка конструкции ультразвукового датчика прибора для измерения кровотока

4.1 Требования к конструкции ультразвукового датчика

4.2 Выбор материала для пьезоэлектрического преобразователя

4.3 Расчет основных параметров пьезоэлектрического преобразователя

4.3.1 Исходные данные для расчетов

4.3.2 Расчет геометрических параметров преобразователя

4.3.3 Расчет энергетических характеристик преобразователя

4.4 Описание конструкции ультразвукового датчика

4.5 Технология изготовления пьезоэлектрического преобразователя

4.5.1 Пайка пьезокерамического элемента

4.5.2 Склеивание пьезокерамического элемента

4.6 Технология сборки ультразвукового датчика

5. Экономическая часть

5.1 Обоснование целесообразности разработки новой техники

5.2 Определение показателей экономического обоснования проектируемого прибора

5.3 Себестоимость проектируемого прибора

5.4 Отпускная цена и экономическая эффективность проектируемого прибора

6. Безопасность и экологичность проекта

6.1 Безопасность при работе с приборами, использующими ультразвук

6.2 Системный анализ надежности и безопасности ультразвукового прибора

6.3 Разработка мероприятий по повышению надежности и безопасности прибора для ультразвуковых исследований

6.4 Пожаробезопасность при производстве и эксплуатации ультразвукового прибора

6.5 Защита окружающей природной среды на этапе производства и эксплуатации ультразвукового прибора

Заключение

Список литературы

## Введение

В настоящее время существует ряд методов исследования микроциркуляторного русла. Среди них выделяют микроскопические техники, в частности офтальмоскопия, компьютерная ТV-микроскопия сосудов конъюнктивы глазного яблока, ногтевого ложа, сосудов кожи. Они позволяют оценить структуру и диаметр микрососудов, состояние их тонуса, выявить различные внутри и вне сосудистые изменения (замедление кровотока, стаз, липидные включения и т.д.). Ряд методов позволяет определить линейную скорость кровотока. Однако данные методы исследования не позволяют оценить тканевой кровоток в целом, выявить особенности его регуляции. Существуют методы оценки тканевого кровотока, в том числе окклюзионная плетизмография, вымывание радиоактивных изотопов, флюорисцентная микроангиография, введение меченых микросфер и т.д. Однако некоторые из них нашли применение лишь в экспериментальной медицине из-за сложности применения у человека, другие связаны с необходимостью использования дорогостоящей техники. Кроме того, вышеперечисленные методы исследования микрокровотока позволяют лишь косвенно оценить особенности регуляции периферической гемодинамики.

Использование приборов на основе доплеровского эффекта является наиболее распространенным и удобным неинвазивным методом исследования кровотока, который позволяет выявить особенности регуляции кровотока.

В данной дипломной работе необходимо разработать прибор для измерения кровотока на основе доплеровского эффекта, в котором применяется ультразвуковые волны.

Цель дипломной работы - разработать прибор для измерения кровотока, основанный на эффекте Доплера.

Исходя из цели основными задачами дипломной работы являются:

рассмотрение сущности доплеровского эффекта;

рассмотрение этапов развития доплеровских методов, а также основных принципов построения доплеровской аппаратуры;

рассмотрение электроакустических принципов построения доплеровских приборов;

литературный обзор возможных типов преобразователей для приборов измерения кровотока;

выбор функциональной схемы прибора;

разработка электрической принципиальной схемы прибора;

разработка конструкции измерительного преобразователя;

технико-экономическое обоснование разработки;

выявление отрицательных факторов при работе приборами, основанными на эффекте Доплера.

При написании дипломной работы использовался большой объем источников информации: учебники, справочная литература, нормативные документы, периодические и монографические издания специалистов.

Актуальность, цель и задачи, информационная база предопределили структуру дипломной работы. Она состоит из шести глав. Первая глава посвящена теоретическим аспектам доплерографии. Вторая глава включает выбор функциональной схемы прибора. Третья глава носит проектный характер и посвящена разработке схемы электрической принципиальной для прибора, а также расчету основных параметров схемы. В четвертой главе разрабатывается конструкция измерительного преобразователя. Пятая глава посвящена экономической стороне разработки - технико-экономическое обоснование разработки. В шестой главе рассматриваются вопросы безопасности жизнедеятельности и экологичности разработки.

## 1. Теоретическая часть

## 1.1 Необходимость измерения скорости и направления кровотока

Сердечно-сосудистая система состоит из сердца и сосудов - артерий, капилляров и вен. Транспортная функция сердечно-сосудистой системы заключается в том, что сердце (насос) обеспечивает передвижение крови (транспортируемой среды) по замкнутой цепи сосудов (эластических трубок).

В физиологических условиях почти во всех отделах кровеносной системы наблюдается ламинарное, или слоистое течение крови. При таком типе течения жидкость движется вдоль сосуда, причем, все ее частицы перемещаются только параллельно оси сосуда. Линейная скорость кровотока ламинарного типа связана с длиной сосуда, градиентом давления, вязкостью крови, но, главным образом, зависит от диаметра сосуда.

При сокращении сердца кровь поступает из левого желудочка в выходящий тракт (аорту) только во время периода изгнания. В ходе пульсовых колебаний скорость кровотока меняется следующим образом: после открытия аортальных клапанов она резко возрастает, затем к концу периода изгнания падает почти до нуля.

От начала периода расслабления и до закрытия сворок аортального клапана наблюдается кратковременный обратный ток крови в левый желудочек.

Различают объемную и линейную скорости кровотока.

Объемной скоростью Q называют величину, численно равную объему жидкости, протекающему в единицу времени через данное сечение трубы:

(1)



Линейная скорость - представляет путь, пройденный частицами крови в единицу времени:

(2)



Поскольку линейная скорость неодинакова, но сечению трубы, то в дальнейшем речь будет идти только о линейной скорости, средней по сечению.

В покое максимальная скорость кровотока в аорте превышает 100 см/сек, средняя скорость в течение всего периода изгнания около 70 см/сек. Поскольку средняя скорость кровотока обратно пропорциональна поперечному сечению сосудов, она значительно ниже в периферических артериях, и особенно в концевых артериях и артериолах (2 - 10 см/сек). Медленнее всего кровь течет в капиллярах - линейная скорость кровотока в них составляет 0,03 см/сек.

Измерение скорости кровотока в магистральных артериях и венах имеет большое диагностическое значение, поскольку косвенно свидетельствует о патологическом изменении геометрии сосуда и упругих свойствах стенки сосудов. В связи с этим, в клинической практике широко применяются методы для регистрации кровотока в крупных сосудах, а также структурах сердца.

Возможность неинвазивной, объективной и динамической оценки кровотока по сосудам малого калибра остается одной из актуальных задач современной ангиологии и смежных специальностей. От ее решения зависит успех ранней диагностики таких заболеваний, как облитерирующий эндартериит, диабетическая микроангеопатия, синдром и болезнь Рейно. Не менее важным аспектом проблемы эхолокации низкоскоростных потоков крови является мониторинг проходимости микрососудистых анастомозов при реимплантации сегментов конечностей, трансплантации тканевых лоскутов и органов.

Нарушения мозгового кровообращения являются одной из основных причин смертности населения развитых стран. Ишемическая болезнь мозга по распространенности практически соответствует ишемической болезни сердца и составляет около 36% в структуре сердечно-сосудистых заболеваний. Особое место среди причин, приводящих к нарушениям мозгового кровообращения, занимает патологическая извитость сонных артерий. С одной стороны, это связано с ее высокой распространенностью в качестве причины недостаточности мозгового кровообращения, уступающей только распространенности атеросклеротического поражения каротидных артерий. С другой стороны, до сих пор нет единого мнения о гемодинамической значимости деформации сонных артерий и целесообразности ее хирургической коррекции.

Стенозирующие поражения брахиоцефальных артерий в настоящее время занимают второе место по частоте летальных осложнений. Отмечается увеличение количества больных с атеросклеротическим поражением внутренних сонных артерий (ВСА).

Следовательно, успешное предупреждение и эффективное лечение нарушений мозгового кровообращения во многом зависит от диагностики параметров кровотока.

Для измерения скорости и направления кровотока в медицине принято применять приборы и аппараты, которые основаны на эффекте Доплера, который используется как с ультразвуком, так и с лазерным излучением. В нашем дипломном проекте рассматривается применение эффекта Доплера с ультразвуком, который получил значительно более широкое распространение.

Сущность эффекта Доплера рассматривается в следующем пункте теоретической главы.

## 1.2 Сущность эффекта Доплера

Эффект Доплера - изменение частоты и длины волн, регистрируемых приёмником, вызванное движением их источника и/или движением приёмника.

Если источник волн движется относительно среды, то расстояние между гребнями волн (длина волны) зависит от скорости и направления движения. Если источник движется по направлению к приёмнику, то есть догоняет испускаемые им волны, то длина волны уменьшается. Если удаляется - длина волны увеличивается.

Сущность эффекта Доплера, применяемого в медицинской практике, сводится к следующему. Ультразвуковые колебания, генерируемые пьезоэлементами с определенной заданной частотой, распространяются в исследуемом объекте в виде упругих волн. По достижении границы между 2 средами, характеризующимися различным акустическим сопротивлением, часть энергии переходит во вторую среду, а часть ее отражается от границы раздела сред. При этом частота колебаний, отраженных от неподвижного объекта, равна первоначальной частоте генерируемых ультразвуковых импульсов. Если объект движется с определенной скоростью по направлению к источнику ультразвуковых импульсов, то его отражающая поверхность соприкасается с ультразвуковыми импульсами чаще, чем при неподвижном положении объекта. В результате этого частота отраженных колебаний превышает частоту генерируемых ультразвуковых импульсов. Напротив, при движении отражающих поверхностей от источника излучения частота отраженных колебаний становится меньше испускаемых импульсов. Разница между частотой генерируемых и отраженных импульсов называется допплеровским сдвигом. Допплеровский сдвиг имеет положительные значения при движении объекта по направлению к источнику ультразвуковых колебаний и отрицательные - при движении от него.

В медицине эффект Допплера в основном применяется для измерения скорости движения крови. Причем отражающей поверхностью в данном случае являются в основном эритроциты.

## 1.3 Доплеровские методы и аппараты, основанные на них

## 1.3.1 Основные этапы развития доплеровских методов

На первом этапе создания ультразвуковых доплеровских приборов были разработаны простейшие приборы с непрерывным излучением и представлением информации доплеровского сдвига в виде звуковых сигналов через встроенный в прибор динамик. В дальнейшем совершенствование элементной базы и новые методические подходы позволили менее чем за два десятилетия достичь уровня технических решений, которые в наиболее полной мере отвечают функциональным задачам потребителя (см. табл.1).

Таблица 1. Основные достижения в области создания ультразвуковой доплеровской аппаратуры

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Достижение | Год | Ранние ссылки (автор) |
| Описание эффекта Доплера | 1842 | Doppler |
| Первые сообщения о применениях в медицине | 1956 | Satumora, Franklin |
| Доплеровские системы с выделением направлений | 1966 | Pourcelot, McLeod,  Gross, Light |
| Импульсные доплеровские системы | 1967 | Wells, Baker |
| Мультистробируемые системы | 1970-1975 | Baker, Keller, Brandestini,  Nowicki&Reid |
| Доплеровская визуализация | 1971 | Mozersky, Reid&Spencer,  Fish |
| Дуплексные эхо-импульсные системы | 1974 | Barber, Phillips |
| Цветовое доплеровское картирование в режиме реального времени | 1979-1982 | Pourcelot, Eyeretal,  Namekawa |
| Транскраниальная доплерография | 1982 | Aaslid |
| Энергетический доплер, доплеровская тканевая визуализация | 1994 | Arenson |

Появление в начале 80-х годов приборов с цветовым картированием потоков позволило потребителю успешно решать задачи локализации исследуемого сосуда по направлению и глубине, детектировать направление потоков с помощью специальных световых шкал, производить объективную оценку как интегральных скоростей потоков, так и распределений в частотно-временной области на основе спектрального анализа, выполнять вычисление объемных показателей скоростей потоков в выбранном сечении сосуда.

На сегодняшний день доплеровские методы стали неотъемлемым элементом практически во всех областях клинического применения ультразвуковой диагностики.

Применительно России, первые серийные образцы простейших приборов с непрерывным излучением "ИСКН" были созданы в конце 70-х годов. В дальнейшем появились приборы "Диск" с выделением направления потоков и простейшей компьютерной обработкой.

На новый качественный уровень вывела отечественные разработки научно-производственная корпорация ВНИИ медицинского приборостроения и французской фирмы DMS. С 1989 г. в рамках лицензионного соглашения было освоено производство приборов "Ангиодоп", создано оригинальное программное обеспечение, освоена технология производства ультразвуковых доплеровских датчиков.

Значительно расширить функциональные возможности приборов и повысить их эксплуатационные характеристики позволило активное применение современных компьютерных технологий, передовой электронной элементной базы, единых унифицированных решений. В 1992-1994 годах было разработано семейство приборов "Сономед", которое на основе модульного принципа построения позволило реализовать полный спектр доплеровских приборов - от простейших (с непрерывным потоком) до приборов с визуализацией потоков. Отечественные спектральные анализаторы доплеровских сигналов по своим функциональным возможностям стали сравнимы с зарубежными аналогами.

Передовые технические решения были реализованы в серии приборов "Биомед", которые позволили осуществить режим мониторинга при интракраниальных обследованиях, реализовали режим двухканальной визуализации спектров, расширили диапазон ультразвуковых датчиков до 16 МГц, обеспечили возможность детектирования эмболов.

Для эффективного применения аппаратуры необходимо знание основных принципов работы доплеровского прибора, его режимов и функциональных возможностей.

## 1.3.2 Основные принципы построения доплеровской аппаратуры

Разработчиками последовательно были созданы несколько поколений ультразвуковых доплеровских приборов: с непрерывным излучением без выделения направления кровотока (простейшие индикаторные приборы); с выделением направления - разделением прямого и обратного кровотока и получением графического отображения кривой (огибающей) усредненной по объему скорости кровотока; с импульсным излучением для локализации по глубине исследования; со спектральным анализом информации - для получения частотного и временного распределения скоростей в исследуемом объекте.

Для построения приборов непрерывного и импульсного излучения используется ряд известных радиотехнических электронных узлов и блоков, разработанных с учетом специфики взаимодействия с электроакустическим элементом доплеровского прибора - ультразвуковым датчиком.

Блок-схема непрерывноволнового доплеровского прибора приведена на рис.1. Задающий генератор 1 вырабатывает синусоидальную волну, поступающую на усилитель мощности 2 и далее на передающий пьезоэлемент 3, который создает непрерывную ультразвуковую волну 4.

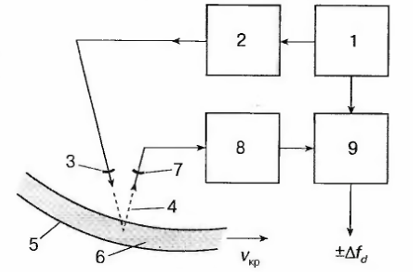


Рис.1. Блок-схема непрерывноволнового доплеровского прибора.1 - задающий генератор; 2 – усилитель мощности; 3 - передающий пьезоэлемент; 4 - ультразвуковая волна; 5 - кровеносный сосуд; 6 - эритроциты; 7 - приемный пьезоэлемент; 8 - предусилитель; 9 - демодулятор.

Отражаясь от движущихся в кровеносном сосуде 5 форменных элементов крови 6, ультразвуковая волна поступает на приемный пьезоэлемент 7 и далее на выход предусилителя 8 с малым уровнем шума, который усиливает слабые отраженные сигналы до уровня их детектирования демодулятором 9. На выходе демодулятора сигнал имеет форму доплеровской разностной волны с частотой .



Главным недостатком измерителя потока крови с непрерывным излучением ультразвука является отсутствие разрешения по дальности. Любая движущаяся цель, попадающая в зону диаграммы направленности ультразвукового датчика, будет вносить вклад в окончательный выходной доплеровский сигнал. В результате во время клинического использования таких приборов не всегда представляется возможным выделить потоки крови в соседних сосудах. А селективность по дальности иногда может быть главным требованием в доплеровских исследованиях.

Наиболее простым методом кодирования ультразвуковой волны является амплитудная модуляция непрерывных колебаний. В приборе, известном как импульсный доплеровский анализатор скорости кровотока, короткие импульсы ультразвука передаются с регулярными интервалами на движущуюся цель, а отраженные сигналы исследуются для определения доплеровских сдвигов частоты.

Импульсный доплеровский прибор объединяет возможности разрешения по дальности и детектирования доплеровских эхо-сигналов. Как и у любой эхо-импульсной системы, в основу работы прибора положен принцип передачи коротких импульсов волн на цель и последующего ожидания возвращения отраженных сигналов. Так как звуковые волны проходят через человеческую ткань с примерно постоянной скоростью, задержка времени между передачей импульса и приемом отраженных сигналов зависит от дальности цели. Когда отраженные сигналы обрабатываются для получения доплеровских сдвигов, результирующий доплеровский сигнал может возникать только от целей, движущихся внутри "объема выборки", соответствующей выбранной задержки времени. В любой момент после передачи импульса объем выборки может быть определен как область, расположенная перед преобразователем, в которой должны возникать все возвращающиеся отраженные сигналы. Размеры объема выборки определяются в осевом направлении длительностью импульса, принимаемого приемником, а в поперечном - шириной пучка объединенной системы передатчик-приемник. Используя выборку тех доплеровских компонентов, которые после передачи возвращаются с существующей постоянной задержкой, возможно определить положение фиксированного объема выборки и, таким образом, опросить только цели, движущиеся на определенной дальности от преобразователя.

На рис.2 представлены основные узлы эхо-импульсной доплеровской системы.

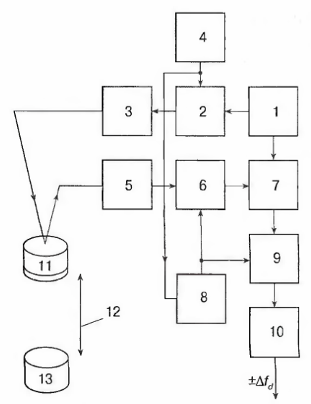


Рис. 2. Блок-схема импульсного доплеровского прибора.1 - задающий генератор; 2 - селектор передачи; 3 - усилитель мощности; 4 - генератор импульсов; 5 - предусилитель; 6 - селектор по дальности; 7 - когерентный демодулятор; 8 - селектор задержки; 9 - схема выборки хранения; 10 - полосовой фильтр; 11 - датчик; 12 - выбранная дальность; 13 - объем выборки.

Задающий генератор вырабатывает синусоидальную волну на резонансной частоте преобразователя. Один раз за каждый период повторения импульса несколько периодов задающего колебания проходят через селектор передачи и усилитель для преобразования. Селектор задержки вырабатывает временную задержку, которая позволяет пачке переданных ультразвуковых колебаний проходить на заданную дальность и возвращаться обратно. Затем возвращающиеся отраженные сигналы дискретизируются посредством открытия селектора по дальности и подачи на когерентный демодулятор, который управляется задающим генератором. Каждый отселектированный по времени отраженный сигнал вызывает короткий выходной импульс демодулятора, который формирует часть отсчитанного выходного сигнала доплеровского прибора. В случае необходимости эти отсчеты могут собираться (например, в схеме выборки-хранения) до прихода следующего переданного импульса. Это так называемый метод "с запоминанием отсчета" позволяет получать выходной сигнал более сглаженной формы, который затем может быть отфильтрован для устранения каких-либо компонентов, отстающих от частоты повторения импульсов, а также для устранения мешающих низкочастотных эхо-сигналов. К недостаткам эхо-импульсных доплеровских приборов следует отнести:

дально-скоростные ограничения;

большое отклонение максимальной от средней излучаемой мощности (интенсивности).

Поскольку средняя интенсивность строго определяет чувствительность системы и есть подтверждения того, что ультразвук высокой интенсивности может оказывать определенное воздействие на человеческую ткань, то характеристика сигнал/шум, а следовательно, чувствительность импульсной доплеровской системы строго ограничивается условиями безопасности пациента.

В соответствии с эффектом Доплера каждой скорости движения элементов кровотока соответствует доплеровский сигнал определенной частоты, поэтому формирование распределения доплеровских скоростей элементов кровотока сводится к выявлению набора частотных составляющих в сигнале, т.е. к спектральному анализу сигнала. При выполнении спектрального анализа формируется распределение доплеровских скоростей элементов кровотока. Спектральный анализ осуществляется путем использования набора фильтров, равномерно делящих частотный диапазон сигнала. При этом каждый фильтр выделяет узкий участок спектра сигнала, и чем уже частотная характеристика фильтра, тем уже разрешение по частоте. Для получения приемлемого спектрального разрешения доплеровских сигналов число фильтров должно быть достаточно велико. Поэтому использование спектрального анализа в доплеровских приборах стало возможно только с появлением малогабаритных устройств цифровой обработки сигналов - цифровых спектроанализаторов.

В цифровом спектроанализаторе формирование спектральных составляющих сигнала выполняется цифровым способом на основе реализации эффективного в вычислительном отношении алгоритма быстрого преобразования Фурье (БПФ). Перед выполнением спектрального анализа сигнала в цифровой форме осуществляется преобразование выходного сигнала приемного тракта в последовательность цифровых кодов с помощью аналого-цифрового преобразователя. Далее отсчеты сигнала накапливаются в буферной памяти.

После накопления последовательности отсчетов сигнала выполняется вычисление спектра сигнала с помощью алгоритма БПФ.

Современная доплеровская система со спектральным анализом выполняет следующие основные функции:

формирование зондирующих сигналов;

прием эхо-сигнала и выделение доплеровских смещений;

формирование звуковых сигналов прямого и обратного кровотока;

формирование доплерограммы и отображение ее в реально масштабе времени на экране монитора;

вычисление параметров и индексов кровотока.

Реализацию вышеперечисленных функций рассмотрим на примере доплеровской системы "Сономед-300", блок-схема которой приведена на рис.3.

Доплеровская система включает в себя: ультразвуковой датчик импульсного излучения 2МГц; ультразвуковые датчики непрерывного излучения 4 и 8 МГц; передатчик; приемник; цифровой спектроанализатор; управляющий компьютер (совместимый с персональным РС).

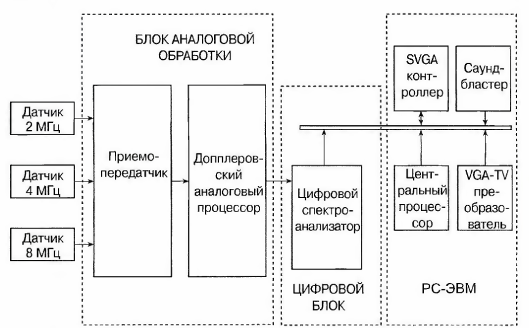


Рис.3. Блок-схема доплеровского прибора со спектральным анализом.

Передатчик генерирует электрический сигнал возбуждения датчиков. В датчике электрический сигнал преобразуется в механические колебания пьезоэлектрической пластины, которые и передаются на тело пациента.

Эхо-сигналы от внутренних структур тканей, поступающие на датчик, преобразуются с помощью пьезоэлектрической пластины датчика в электрические колебания.

Приемник путем смешения сигнала возбуждения с эхо-сигналом и последующей фильтрации выделяет доплеровский сигнал кровотока, который поступает затем на цифровой спектроанализатор. После дополнительной обработки с помощью фазосдвигающих цепей, выполняющих разделение сигналов прямого и обратного кровотока, и усиления этот сигнал выдается на громкоговорители для звукового воспроизведения.

В цифровом спектроанализаторе выполняется преобразование доплеровского сигнала в цифровую форму, после чего производится вычисление спектра доплеровского сигнала.

Сформированные спектральные линии накапливаются в видеопамяти управляющего компьютера и выдаются на экран монитора. Кроме формирования изображения управляющий компьютер обеспечивает интерфейс с пользователем для создания режимов работы прибора, выполняет расчет параметров кровотока, накопление результатов измерений на магнитных носителях, регистрацию результатов с помощью внешних печатающих устройств.

## 1.3.3 Электроакустические принципы построения доплеровских приборов

Основные критерии оценки доплеровской информации.

Ультразвуковой доплеровский прибор представляет собой локационное устройство, принцип работы которого заключается в излучении зондирующих сигналов в тело пациента, приеме и обработке эхо-сигналов, отраженных от движущихся элементов кровотока в сосудах. Функционирование доплеровского прибора аналогично работе любого другого локационного устройства движущихся объектов для самых различных применений.

Особенность ультразвукового прибора состоит в использовании в качестве зондирующего сигнала механических колебаний, передаваемых в тело человека.

Возбуждение ультразвуковых колебаний и прием эхо-сигналов при работе доплеровского прибора выполняется датчиком, в состав которого входит один или несколько ультразвуковых преобразователей. Ультразвуковой преобразователь представляет собой пластину из пьезоэлектрического материала и предназначен для преобразования поступающих на него электрических сигналов в ультразвуковые волны при излучении зондирующего сигнала, и, соответственно, для обратного преобразования ультразвуковых волн в электрические сигналы в процессе приема эхо-сигналов.

Состояние кровотока оценивают как по качественным, так и по количественным характеристикам.

К качественным показателям относят: характер звукового доплеровского сигнала; форму доплерограммы; распределение частот в доплерограмме; направление кровотока.

Вид доплерограммы позволяет более точно оценить состояние кровотока, поскольку при нарушениях кровотока форма спектра претерпевает существенные изменения.

Количественная оценка кровотока производится как на основании непосредственно измеряемых параметров, так и с помощью рассчитываемых на их основе индексов. К непосредственно измеряемым параметрам кровотока относятся: максимальная систолическая скорость; скорость в конце диастолического цикла; средняя скорость за один сердечных цикл.

Однако необходимо помнить, что указанные параметры зависят от угла наклона датчика по отношению к направлению кровотока. На практике наклон датчика выставляют таким образом, чтобы получить максимальную насыщенность изображения спектра, которая достигается при значении угла около 45°.

Чтобы получить количественные параметры кровотока, не зависящие от угла наклона датчика, широко применяют специальные индексы: индекс сопротивления, систоло-диастолический индекс, индекс пульсации, процент стеноза.

Эксплуатационные параметры доплеровской системы.

Эксплуатационные параметры доплеровской системы определяются способами реализации основных этапов формирования, обработки и отображения сигналов.

Качество эксплуатационных характеристик ультразвуковой доплеровской системы непосредственно связано с понятием пространственного разрешения, разрешения по времени и скорости (доплеровской частоте).

Параметры зондирующих сигналов и способы обработки эхо-сигналов определяют следующие характеристики доплеровской системы: пространственное разрешение, глубина зондирования, вид доплерограммы.

Для получения качественной диагностической информации в доплеровской системе предусматривают управление параметрами тракта формирования зондирующего сигнала, приемного тракта и тракта формирования доплерограммы.

К основным параметрам доплеровской системы, которые могут изменяться оператором, относят: параметры зондирующего сигнала - тип излучения, мощность, частота и длительность излучения; параметры обработки эхо-сигналов - усиление, характеристики фильтров шумов и мешающих отражений; параметры формирования доплерограммы.

## 1.4 Ограничения доплеровского метода

Каждый из двух используемый в доплеровской системе режимов излучения имеет свои преимущества и недостатки, которые необходимо учитывать для выбора оптимального режима работы с системой.

Преимущества использования непрерывного излучения:

1) качественное выделение сигналов с малым уровнем шумов;

2) приемлемые характеристики, получаемые при небольшой мощности излучения;

3) отсутствие ограничений по величине измеряемой скорости кровотока.

Ограничения при использовании непрерывного излучения:

1) эхо-сигнал выделяется со всей глубины в пределах зоны чувствительности, следовательно, невозможно разделить сигналы от разных сосудов, попадающих в зону чувствительности прибора, а также невозможно оценить диаметр сосуда;

2) минимально возможная измеряемая доплеровская скорость ограничивается фильтром высоких частот, который используют для подавления мощных сигналов от медленно движущихся стенок сосудов; недостаточное подавление этих сигналов приводит к перегрузке приемного тракта;

3) при установленных нормах на безопасную для пациента мощность излучения кость является непреодолимым препятствием распространению ультразвука, что делает невозможным проведение транскраниальных исследований.

Преимущества использования импульсного излучения:

1) возможна точная установка измерительного объема на выбранной глубине, что делает возможным разделение сигналов от разных сосудов вдоль направления излучения, и в частности сигналов от близкорасположенных сосудов с разными направлениями кровотока;

2) для излучения и приема используют одну пьезоэлектрическую пластину, следовательно, ультразвуковой луч может быть более узким, чем в случае непрерывного излучения с применением разделенного датчика.

Ограничения при использовании импульсного излучения:

1) наименьшая измеряемая доплеровская частота определяется характеристикой фильтра высоких частот, используемого для подавления мощных сигналов от медленно движущихся стенок сосудов;

2) максимальная измеряемая скорость определяется частотой повторения импульсов излучения.

Если скорость движения элемента крови превысит некоторое граничное значение, определяемое частотой повторения зондирующих импульсов, то за счет эффекта наложения частот соответствующее доплеровское смещение будет переноситься в область низких частот, что соответствует малой скорости движения. Иными словами, возникает неоднозначность при измерении скорости кровотока.

Также возможно неоднозначное определение глубины локализации. Глубина исследуемого сосуда определяется только в режиме импульсного излучения по величине временной задержки между моментом излучения и моментом приходы эхо-сигнала. В действительности имеет место неоднозначность измерения дальности, обусловленная приходом в заданное время одновременно с эхо-сигналом последнего излученного импульса от исследуемого элемента ткани эхо-сигналом предыдущих излученных импульсов от более глубоких слоев ткани. Однако вследствие затухания от более глубоких слоев значительно ослаблены, и при малой частоте повторения импульсов их влиянием можно пренебречь. Если же частота повторения достаточно высока, то доплеровская система будет воспринимать эхо-сигналы одновременно от двух и более участков ткани по глубине. В пределе, при увеличении частоты повторения импульсов, импульсный режим по характеристикам приближается к непрерывному режиму излучения; при этом теряется понятие глубины, но нет ограничений на максимальную скорость кровотока.

Основное преимущество импульсной доплеровской системы по сравнению с системой непрерывного излучения - это точная локализация измерительного объема по глубине. При этом, чем более короткий импульс излучения используют, тем большую точность определения глубины достигают. При этом возможность локализации измерительного объема увеличивается, возможность точного измерения скорости уменьшается. Таким образом, становится понятным, что каждый из используемых в доплеровской системе режимов излучения имеет свои преимущества и недостатки, которые необходимо учитывать для выбора оптимального режима работы с системой.

Устранить отмеченные принципиальные ограничения возможно только при совмещении режимов двухмерного сканирования (В-режим) с одновременным получением доплеровской информации (D-режим). Эти системы рассмотрим в следующем пункте дипломного проекта.

## 1.5 Доплеровские системы с двухмерной визуализацией

Существует два подхода к комбинированию доплеровской информации и информации двухмерного сканирования. Первый состоит в получении полутонового двухмерного изображения (В-режим) в реальном времени, определении зоны интереса и направлении в эту область одномерного доплеровского излучения. Такой подход известен как дуплексный режим.

Второй метод предусматривает формирование изображения потоков на основе оценки доплеровской информации в каждом из элементов выбранной двухмерной зоны интереса с одновременным цветным кодированием получаемой информации в зависимости от направления потока. Данный поток получил название "метод цветового доплеровского картирования" - ЦДК. Доплеровская информация, получаемая при этом методе, как правило, воспроизводится на экране прибора совместно с двухмерным полутоновым изображением для совместной оценки морфологии исследуемого сосуда, геометрии потоков и их функциональных характеристик. Одновременное формирование в режиме реального времени полутонового двухмерного изображения, информации ЦДК в выбранной двухмерной области и спектограммы потока в зоне установленного строба получило название триплексного режима.

## 1.5.1 Дуплексные системы

Простейшая техническая реализация дуплексного режима состоит в механическом креплении под фиксированным углом доплеровского датчика к корпусу двухмерного сканирующего датчика. При этом обеспечивается синхронное, независимое функционирование каждого из датчиков. Доплеровский датчик обеспечивает как непрерывный, так и импульсный режим работы. При этом направление излучения обозначается на экране выделенной линией, а зона интереса в импульсном режиме - двумя маркерами или стробом. Дуплексный режим может быть реализован за счет использования в разнесенные временные интервалы одного и того же пьезокерамического преобразователя двухмерного датчика, как в сканирующем, так и в доплеровском режиме.

При конструировании дуплексных датчиков необходимо учитывать и геометрические требования. Как известно, для получения двухмерного изображения сосуда, оптимальным углом между ультразвуковым лучом и сосудом является 90°.

Решение проблемы устранения наложения частот при работе в импульсном режиме с высокоскоростными потоками достигают за счет применения нескольких элементов в доплеровском излучателе. Конструктивно данную задачу реализуют путем использования матричных излучателей.

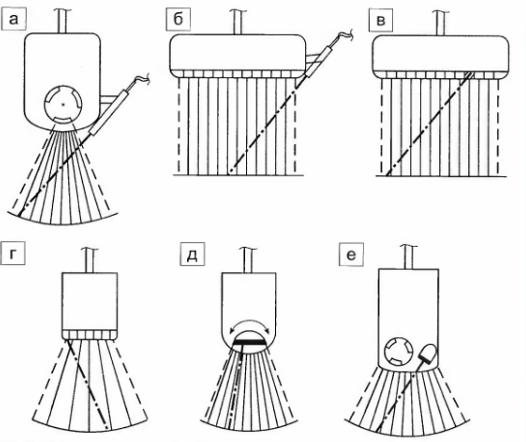


Рис.4. Варианты конструктивного исполнения дуплексных датчиков: а - секторный датчик с механическим креплением доплеровского канала; б - линейный датчик с механическим креплением доплеровского канала; в - электронный датчик со встроенным доплеровским каналом; г - электронный датчик с фазированной решеткой; д - совмещенный датчик с механическим сканированием; е - дуплексный датчик с водной задержкой. Штрихпунктиром показано направленное доплеровское излучение, пунктиром обозначена область сканирования.

Различные варианты конструктивного исполнения дуплексных датчиков приведены на рис.4.

На рис.4а приведен простейший вариант крепления на корпусе двухмерного механического датчика независимого доплеровского излучателя. Данная конструкция является оптимальной с точки зрения развязки электроакустических параметров датчиков, но имеет меньшие возможности по изменению геометрии доплеровского излучения и временной синхронизации работы излучателей, а также создает некоторые конструктивные неудобства для пользователя. Аналогичные преимущества и недостатки характерны для дуплексного датчика с электронным линейным сканированием.

Наиболее универсальной по областям применения является конструкция электронного датчика с фазированной решеткой. Каждый из элементов решетки может работать как в непрерывном, так и в импульсном режиме доплеровского излучения и в зависимости от временной последовательности управляющих импульсов изменять произвольно направление излучения.

Приборы с режимом дуплексного сканирования позволяют успешно решать задачи пространственной локализации исследуемого сосуда и получать результаты спектрального анализа доплеровских частот в объективно определенной зоне интереса. Определение размеров исследуемого сосуда по двухмерной эхограмме позволяет получить оценку объемных показателей кровотока.

Для решения задачи получения "реальных" доплеровских изображений - получения двухмерной картины распределения значений скоростей кровотока в выбранном сечении - используют методы ЦДК.

## 1.5.2 Системы с цветовым картированием потоков

Для реализации данного метода возможно использование всех типов датчиков, которые обеспечивают требуемую частоту излучений, - секторных, механических, электронных линейных и фазированных. Также были разработаны специализированные полостные датчики, в которых также реализован режим ЦДК.

При формировании изображений (рис.5) принимаемые эхо-сигналы обрабатываются параллельно по двум каналам: 1 - для формирования двухмерного полутонового изображения (В-режим); 2 - для обработки доплеровских сигналов. В канале 2 устанавливается пороговый детектор эхо-сигналов, который отделяет полезный доплеровский сигнал малой амплитуды от высокоамплитудных эхо-сигналов В-изображения. Полученный после выделения полезный сигнал обрабатывается параллельно по каналам 2.1 и 2.2 для определения значений скоростей и направления потоков. Сформированные независимо изображения В-режима и ЦДК поступают на смеситель телевизионных сигналов для получения результирующего двухмерного изображения с зоной ЦДК.

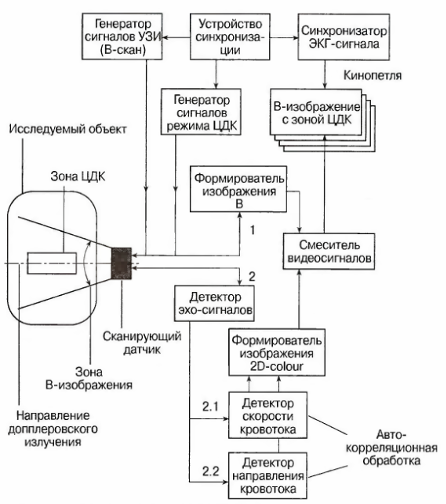


Рис.5. Блок-схема формирования изображения с режимом ЦДК

## 1.6 Сравнительный анализ основных режимов получения доплеровской информации

Для более эффективного применения каждого из режимов при определении тактики ультразвукового обследования можно использовать сравнительную таблицу возможностей этих методов (табл.2).

Таблица 2. Характеристики основных режимов получения доплеровской информации

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| Показатели | Режим | | |
| непрерывный | импульсный | ЦДК |
| Зона исследования | Один протяженный участок | Один или несколько коротких участков | Двухмерный массив коротких участков |
| Ультразвуковой преобразователь | Двухэлементный | Одно - или многоэлементный | Одно - или многоэлементный |
| Дуплексная визуализация | Есть | Есть | Есть |
| Режим отображения | Доплерограмма | Доплерограмма | Двухмерное цветовое изображение и доплерограмма |
| Количество излучений, необходимый для расчета скорости кровотока | - | 50 | Минимум 3, как правило 10 |
| Ограничения по эффекту наложения частот | Нет | Есть | Есть |
| Максимальная точность определения скорости | 2% | 2% | 10% |
| Разрешающая способность по времени | 10 мс | 10мс | 100 мс |
| Выходная излучаемая интенсивность | 50мВт/см2 | 500мВт/см2 | 100мВт/см2 |
| Количественное измерение потока | Возможно | Возможно | Возможно |
| Зависимость от угла излучения | Есть | Есть | Есть |

## 1.7 Виды ультразвуковых датчиков для проведения доплерографии

Датчик является одним из основных компонентов диагностических систем, который конвертирует электрические сигналы в ультразвуковые колебания и производит электрические сигналы, получая отраженное эхо от внутренних тканей пациента. Идеальный датчик должен быть эффективен как излучатель и чувствителен как приемник, иметь хорошие характеристики излучаемых им импульсов со строго определенными показателями, а также принимать широкий диапазон частот, отраженных от исследуемых тканей.

Широкий спектр ультразвуковых исследований сосудов современным допплеровским прибором обеспечивается за счет применения датчиков различного назначения, отличающихся между собой характеристиками излучаемого ультразвука, а также конструктивными параметрами.

Все ультразвуковые датчики делятся на механические и электронные. В механических сканирование осуществляется за счет движения излучателя (он или вращается или качается). В электронных развертка производится электронным путем. Недостатками механических датчиков являются шум, вибрация, производимые при движении излучателя, а также низкое разрешение. Механические датчики морально устарели и в современных сканерах не используются.

## 1.7.1 Классификация датчиков по конструктивным параметрам

По конструктивным параметрам выделяют три типа ультразвуковых датчиков: линейные, конвексные и секторные. Выбор датчика для каждого исследования проводится с учетом глубины и характера положения органа.

Линейные датчики.

Линейные датчики используют частоту 5-15 МГц. Преимуществом линейного датчика является полное соответствие исследуемого органа положению самого датчика на поверхности тела. Недостатком линейных датчиков является сложность обеспечения во всех случаях равномерного прилегания поверхности датчика к коже пациента, что приводит к искажениям получаемого изображения по краям. Также линейные датчики за счет большей частоты позволяют получать изображение исследуемой зоны с высокой разрешающей способностью, однако глубина сканирования достаточно мала (не более 10 см). Используются в основном для исследования поверхностно расположенных структур - щитовидной железы, молочных желез, небольших суставов и мышц, а также для исследования сосудов.

Конвексные датчики.

Конвексный датчик использует частоту 2,5-7,5 МГц. Имеет меньшую длину, поэтому добиться равномерности его прилегания к коже пациента более просто. Однако при использовании конвексных датчиков получаемое изображение по ширине на несколько сантиметров больше размеров самого датчика. Для уточнения анатомических ориентиров врач обязан учитывать это несоответствие. За счет меньшей частоты глубина сканирования достигает 20-25 см. Обычно используется для исследования глубоко расположенных органов - органы брюшной полости и забрюшинного пространства, мочеполовой системы, тазобедренные суставы.

Секторные датчики.

Секторный датчик работает на частоте 1,5-5 МГц. Имеет еще большее несоответствие между размерами датчика и получаемым изображением, поэтому используется преимущественно в тех случаях, когда необходимо с маленького участка тела получить большой обзор на глубине. Наиболее целесообразно использование секторного сканирования при исследовании, например, через межреберные промежутки. Типичным применением секторного датчика является эхокардиоскопия - исследование сердца.

## 1.7.2 Классификация датчиков по характеру излучаемого ультразвука

В зависимости от характера излучаемого ультразвука выделяют постоянноволновые и импульсные датчики.

У постоянноволнового датчика имеется два пьезокристалла, один из которых постоянно излучает, второй - принимает излучение.



Рис.6. Схема непрерывноволнового датчика

В импульсных датчиках один и тот же кристалл является принимающим и излучающим. Режим импульсного датчика позволяет осуществлять локацию на различных, произвольно выбираемых глубинах.



Рис.7. Схема импульсного датчика

## 2. Выбор функциональной схемы прибора

Особенность ультрарзвукового доплеровского прибора состоит в использовании в качестве зондирующего сигнала механических вибраций, передаваемых в тело человека. В процессе работы прибора производятся механические колебания элементов тканей на поверхности тела. Распространение ультразвука зависит от плотности, структуры, однородности, вязкости и сжимаемости тканей. Интегративным отражением этих свойств является акустический импеданс (АИ) ткани. АИ характеризует степень сопротивления среды распространению ультразвука.

,



где d - плотность среды (кг\м3), с - скорость распространения ультразвука в среде.

Циклическое движение элементов тканей на поверхности, производимое пьезоэлектрической пластиной, вызывает в свою очередь, силовые воздействия на элементы тканей с более глубоких слоев, и, соответственно, их циклическое перемещение и т.д. Таким образом, за счет передачи силовых воздействий сжатия-растяжения между соседними элементами тканей возникает передача механических вибраций в тело человека, называемое ультразвуковой волной.

В настоящее время в ультразвуковых приборах применяется ультразвук с частотами до 20 МГц. Так, например, при УЗ обследований головы используют самые низкие частоты порядка 0.5 - 2 МГц, при обследовании периферических сосудов - до 10 МГц, в офтальмологии - до 15 МГц. А чем выше частота, тем ниже минимальная регистрируемая скорость, поэтому, применяемые в настоящее время ультразвуковые доплеровские приборы для измерения кровотока, как отмечалось ранее, имеют ограничения на минимальную регистрируемую скорость.

Указанное ограничение возникает по двум причинам:

из-за зависимости доплеровского сдвига от частоты излучения;

из-за необходимости фильтрации принимаемого сигнала.

Допплеровский сдвиг (разность частот излучаемого и принимаемого сигнала) прямо пропорционален частоте ультразвукового сигнала, на которой проводится исследование кровотока - т.е. чем ниже частота ультразвука, тем меньше допплеровский сдвиг, получаемый при обследовании одного и того же кровотока на различных частотах.

Ограничения, налагаемые на частотный диапазон существующих допплеровских измерителей скорости кровотока, обусловлены, в основном, двумя причинами:

сложностью получения приемлемых параметров ультразвукового преобразователя, выполненного на основе пьезокерамики, для работы на частотах свыше 10 МГц. Толщина пьезокерамической пластины, используемой в качестве активного элемента, составляет половину длины волны, и на частотах свыше 10 МГц становится меньше 0.2 мм. Из-за существования пор в объеме керамики, напыляемые на противоположные поверхности пьезокерамической пластины электрические контакты образуют электрические соединения друг с другом через эти поры, и такой преобразователь становится непригодным для работы;

существующие в настоящее время схемы построения блоков обработки сигналов ультразвуковых преобразователей (в диапазоне до 16 МГц) предполагают производить эту обработку непосредственно в высокочастотной области, что приводит к усложнению схемы, и как следствие, к заметному удорожанию всего допплеровского комплекса.

Основываясь на всем выше сказанном, функциональную схему прибора можно выполнить следующим образом (см. приложение 1).

Рассмотрим работу данной схемы. Сигнал U1, вырабатываемый генератором представляет собой последовательность прямоугольных импульсов f =4МГц. Затем он посылается на буфер, который повторяет сигнал по напряжению и усиливает его по току. На микросхемах DD1, DD1.4 и DD1.5 реализован формирователь импульсов U2 и U3, сдвинутых на , необходимых для раскачки транзисторов VT1 и VT2.



На вторичной обмотке трансформатора формируется двухполярный сигнал U4, который поступает на излучающий пьезоэлемент измерительного преобразователя. Отраженный U6 улавливается приемным пьезоэлементом преобразователя.

Затем сигнал пропускается через повторитель и поступает на усилитель и избирательный фильтр, на выходе которого имеем U7. Полученный сигнал проходит через блок автоматической регулировки усиления, основной задачей которого является изменение коэффициента передачи приемного тракта локатора таким образом, чтобы уровень эхосигнала на выходе приемного блока зависел только от размера цели и не зависел от расстояния от преобразователя.

Для детектирования доплеровского смещения полученный сигнал необходимо подать на смеситель, на выходе которого имеем U8. Частотный спектр этого сигнала широк, поэтому для выделения нужной нам полосы ставим последовательно два фильтра: фильтр низких частот (ФНЧ) и фильтр высоких частот (ФВЧ). После этого сигнал усиливается и в итоге получаем полезный сигнал U9, который поступает на входы блока оптической и акустической индикации.

Блок оптической индикации содержит компаратор (преобразующий изменяющийся во времени сигнал в прямоугольные импульсы), фильтр, повторитель и светодиод.

Блок звуковой индикации состоит из двух последовательно стоящих фильтров нижних и верхних частот и акустического низкочастотного излучателя.

## 3. Разработка электрической принципиальной схемы прибора

## 3.1 Описание работы прибора на основании электрической принципиальной схемы

Схема электрическая функциональная приведена в приложении 2.

Для формирования прямоугольных импульсов частотой 4 МГц используем генератор типа К555ЛА3 на логических элементах DD1.1 и DD1.2 с кварцевой стабилизацией. Резистор R1 переводит элементы в активный режим. Для подстройки частоты резонанса используется переменный конденсатор С1. На выходе генератора получаем сигнал U1 (рис.8).



Рис.8. Эпюры напряжений

Сигнал U1 поступает на синхронизирующий вход триггера типа К555ТМ2 DD2, на выходах которого формируются противофазные импульсы напряжения U2 и U3 с частотой 2 МГц. Эти напряжения через элементы DD1.4 и DD1.5 и резисторы R3 и R4 поступают на транзисторы (КТ316А) VT1 и VT2, работающие в ключевом режиме и нагруженные на трансформатор Т1. Ко вторичной обмотке трансформатора Т1 подключен излучающий преобразователь BQ1. Приемный преобразователь BQ2 подключен ко входу приемного тракта через разделительный трансформатор Т2. Трансформаторы Т1 и Т2 обеспечивают дополнительную гальваническую развязку акустических преобразователей от электронных блоков прибора.

В качестве приемного блока DA1 используем микросхему К174ХА2.

## 3.2 Расчет основных параметов схемы

Частота генератора - 4 МГц. Зададим =10пФ. Зная соотношение для времени периода (время от начала одного импульса до начала следующего), можно найти сопротивление .



Произведем расчет транзисторов и (рис.9).



Рабочая частота равна МГц. Тогда:



Найдем длительность импульса, зная период (рис.10).



Рис.9. Трансформатор Т1 и транзисторы VT1 и VT2



Рис.10. Период и время импульса

Транзисторы должны удовлетворять условию

.



Для нашего случая выберем транзистор типа КТ316А и проведем расчет величины времени нарастания (по этому параметру можно будет судить о правильности выбора типа транзистора).



Время нарастания можно найти, используя формулы:



,



где - коэффициент трансформации;



- напряжение возбуждения транзистора;



- пороговое напряжение перехода база - эмиттер кремниевого транзистора;



собственные параметры транзистора.



Транзистор типа КТ316А имеет следующие параметры:

.



Учитывая, что получим:



Таким образом, видно, что рассчитанная величина времени нарастания меньше требуемой величины ; следовательно, тип транзистора нами выбран правильно. Произведем расчет трансформатора.



Индуктивность первичной обмотки определим из условия:



где - приведенное к первичной обмотке сопротивление нагрузки.



.



Далее проведем расчет типоразмера магнитопровода и его начальной магнитной проницаемости .



где -средняя эффективная линия (см);



-площадь поперечного сечения (см2);



-число витков.



Найдем магнитопроницаемость:



Выбираем типоразмер К .



Таким образом, трансформатор представляет собой магнитопровод типоразмера К , тип феррита никелево-цинковый, с магнитной проницаемостью , числом витков , .



## 3.3 Расчет надежности электрической схемы

Проблема обеспечения надежности связана со всеми этапами создания изделия и всем периодом его практического использования. Надежность изделия закладывается в процессе его конструирования и расчета и обеспечивается в процессе его изготовления путем правильного выбора технологии производства, контроля качества исходных материалов, полуфабрикатов и готовой продукции, контроля режимов и условий изготовления.

Зная элементную базу электрической схемы, можно рассчитать ее надежность.

Работоспособность системы оценивается как произведение вероятностей безотказной работы элементов:

, где



- вероятность безотказной работы i-го элемента.



Система, как и элемент, может находиться в одном из двух несовместимых состояний: отказа или работоспособности. Следовательно,

, где



- вероятность отказа системы, определяемая по выражению:



При произвольном законе распределения времени наработки до отказа для каждого из элементов:

, где



- интенсивность отказов i-го элемента.



Вероятность безотказной работы системы соответственно запишется:



По последнему выражению можно определить вероятность безотказной работы системы до первого отказа при любом законе изменения интенсивности отказов каждого из n элементов во времени.

Для наиболее часто применяемого условия выражение для вероятности безотказной работы системы примет вид:



, где



где можно представить как интенсивность отказов системы, сведенной к эквивалентному элементу с интенсивностью отказов:



Для нашего случая расчет надежности системы будет производить в расчете на 1 год. В расчете будем использовать номинальные значения интенсивности отказов элементов.

Данные для определения интенсивности отказов приведены в табл.3.

Таблица 3. Определение интенсивности отказов

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| №п/п | Наименование элемента | Количество элементов, шт. | Интенсивность отказов в нормальном режиме, | Интенсивность отказов, |
| 1 | Задающий генератор | 1 | 0,35 | 0,35 |
| 2 | Резистор | 32 | 0,043 | 1,376 |
| 3 | Микросхема | 5 | 0,013 | 0,065 |
| 4 | Транзистор | 4 | 0,84 | 3,36 |
| 5 | Диод | 5 | 0,2 | 1 |
| 6 | Конденсатор | 16 | 0,06 | 0,9 |



Рассчитываем вероятность безотказной работы в течение заданной наработки (8760 часов).

.



Среднее время наработки до отказа равно:



Таким образом, расчет показал, что надежность схемы довольно высока.

## 4. Разработка конструкции ультразвукового датчика прибора для измерения кровотока

## 4.1 Требования к конструкции ультразвукового датчика

Согласно анализу технического задания датчик предназначен для генерирования ультразвуковых колебаний и приема отраженных от исследуемых объектов эхосигналов. Генерация ультразвуковых колебаний и приема эхосигналов в датчике будет осуществляться электроакустическим преобразователем. Благодаря своим достоинствам (большая эффективность, возможность изготовления элементов любой формы и возбуждения различных видов колебаний, широкий частотный диапазон) чаще всего на практике применяют пьезоэлектрические преобразователи.

В нашем случае будет использоваться совещенный пьезоэлектрический преобразователь - генерация ультразвуковых колебаний и приема эхосигналов в датчике осуществляется одной и той же пластиной. Пьезопластина работает на пьезоэлектрическом эффекте, который заключается в том, что под действием механических напряжений на поверхности пластины появляются электрические заряды, величина которых прямо пропорционально зависит от величины деформации пластины.

Для обеспечения возможности сканирования в определенном секторе в датчике используется механизм механического секторного сканирования, в который входят электромотор и механизм преобразования вращательного движения в обратно-поступательное, который соединяется с конструкцией преобразователя. В датчике используется датчик определения положения преобразователя, который определяет координаты положения преобразователя в зависимости от его угла наклона.

Область пространства, в котором колеблется пьезоэлемент, должна быть заполнена звукопрозрачной жидкостью, в которой скорость распространения ультразвуковой волны близка к скорости распространения в мягких тканях, для уменьшения потери энергии ультразвука при излучении в среду. Для защиты от повреждений движущегося пьезоэлемента, к корпусу должен прикрепляться защитный колпачок, сделанный из прочного звукопроницаемого материала.

Для безопасности использования корпус датчика должен быть изготовлен из пластмассы. Так же материал корпуса должен быть достаточно прочным для защиты внутренних элементов при ударах.

Для электромагнитной совместимости датчик необходимо экранировать, для этого внутреннюю сторону корпуса необходимо металлизировать и исключить возможность соединения корпуса с электродом пьезопластины.

Также должны быть выполнены общие требования, предъявляемые к материалам для изготовления медицинских приборов:

1) биологическая совместимость материала и среды, в которой он должен функционировать (отсутствие токсических реакций, аллергии);

2) стабильность функциональных свойств материала;

3) возможность стерилизационной обработки с целью соблюдения правил санитарии без изменения свойств и формы материала или изделия.

## 4.2 Выбор материала для пьезоэлектрического преобразователя

Так как для данного прибора выбран пьезокерамический преобразователь, то необходимо выбрать материал пьезопластины.

Выбор пьзоматериала в прямых преобразователях зависит от решаемых ультразвуковых задач, поэтому наряду с обычным требованием (максимальность квадрата коэффициента электромеханической связи) необходимо учесть то, что в качестве акустической нагрузки выступает среда с малым характеристическим импедансом. А так как амплитуда принятого сигнала пропорциональна коэффициенту прозрачности границы пьезоэлемент - нагрузка, то предпочтение следует отдавать пьезоматериалам с малым характеристическим импедансом. Также предпочтение следует отдать пьезоматериалам с малой диэлектрической проницаемостью.

Таким образом, в качестве материала для пьезоэлемента можно использовать пьезокерамику ЦТС-19П. Этот материал имеет пониженное значение диэлектрической проницаемости при достаточно высоких значениях коэффициента электромеханической связи. Это приводит к высоким значениям коэффициента gij, характеризующего чувствительность к механическому напряжению. Этой величине пропорциональна чувствительность холостого хода приёмного преобразователя акустических сигналов. Необходимо отметить высокую температуру Кюри пьезокерамики ЦТС-19П, обеспечивающую широкий интервал рабочих температур, а также высокую временную стабильность. Таким образом, пьезокерамика ЦТС-19П является высокочувствительной, обладает большими пьезомодулями, высокой прочностью и стабильностью свойств, имеет относительно высокую точку Кюри.

При работе пластинчатых преобразователей, как в режиме излучения, так и режиме приема используются колебания плоской поверхности пластины, соприкасающейся со средой, в направлении своей нормали.

Пьезоэлектрическая пластинка с электродами на больших гранях, размеры которых велики по сравнению с ее толщиной, при приложении электрического напряжения будет совершать продольные колебания по толщине.

Пластинчатую систему, совершающую продольные колебания, рассчитывают по формулам для полуволнового стержня.

## 4.3 Расчет основных параметров пьезоэлектрического преобразователя

## 4.3.1 Исходные данные для расчетов

Для расчета основных параметров пьезоэлектрического преобразователя приведем основные параметры пьезокерамики ЦТС-19:

скорость звука - 3120 м/с;



добротность Qк - 50;

толщинный коэффициент электромеханической связи Kt - 0,54;

пьезомодуль d33 - 100⋅1012 Кл/Н;

упругий модуль Н/м2;



диэлектрическая проницаемость 1060;



тангенс угла диэлектрических потерь tg - 0,02;



плотность р - 6000 кг/м3.

Измерительный преобразователь будет работать на частоте 2МГц.

## 4.3.2 Расчет геометрических параметров преобразователя

Определим ширину характеристики направленности преобразователя на уровне 0,707 (ширина главного максимума).

В соответствии с ТЗ глубина проникновения ; поперечная разрешающая способность ; продольная разрешающая способность . Таким образом:



Найдем длину волны в пьезопластине:



Теперь можно найти размеры пластинчатого преобразователя (w и l):

м;



м.



Для излучения волн длиной 0,77 мм толщина пластины должна быть равна:



Зная геометрические размеры преобразователя, определим площадь излучающей поверхности:



Угол расхождения ультразвукового пучка в дальней зоне зависит от диаметра и длины волны и может быть определён из выражения:

;



γ = 1.47º.

Данный угол удовлетворяет нашему техническому заданию (ширина характеристики направленности при поперечном пьезоэффекте равна 1,528º).

Найдем массу пьезопластины:



Для обеспечения продольной разрешающей способности необходимо изменять длительность зондирующего импульса. Так для обеспечения =1,5мм, длительность импульса должна быть:



с



Антирезонансная частота определяется из выражения:

,



где - коэффициент электромеханической связи пьезоэлектрической пластины при продольных колебаниях по толщине.



## 4.3.3 Расчет энергетических характеристик преобразователя

В соответствии с ГОСТ 26831-86 интенсивность ультразвуковых колебаний применяемых в диагностике не должна превышать 50мВ/см2.

При такой интенсивности излучения акустическая мощность излучателя будет равна:



Найдем коэффициент электромеханической трансформации (для поперечного пьезоэффекта):



Найдем эквивалентную массу:



Сопротивление излучения:



Добротность преобразователя:



Полоса пропускания:



Электрическое напряжение возбуждения, необходимое для получения заданной удельной акустической мощности при резонансе:



## 4.4 Описание конструкции ультразвукового датчика

Конструкция ультразвукового датчика приведена в приложении. В корпус преобразователя (1) помещается акустический резонатор, состоящий из пьезопластины, согласующих слоев и демпфера. Акустический резонатор прикрепляется в корпус преобразователя с помощью клея марки ПЭФ-2/10, склеивание происходит при комнатной температуре и давлении при склейке 10-20 кГ/см². Корпус преобразователя удерживается с помощью конструкции, состоящей из кронштейна (2), закрепленного неподвижно к корпусу датчика, и вала (3). Корпус преобразователя свободно качается относительно вала (3). Также к корпусу преобразователя с помощью вала (4) крепится шатун (5), другая сторона которого прикрепляется к кривошипу (6). Кривошипно-шатунный механизм используется для преобразования вращательного движения редуктора (4) в колебательное движение преобразователя с заданным углом. Плечо от оси крепления шатуна до оси, относительно которой происходит колебание преобразователя, определяет угол наклона преобразователя относительно вертикальной оси. Вращательное движение задается шаговым электродвигателем (7) FL28STH, который управляется с помощью котроллера SMSD-30. Контроллер управляется от ЭВМ. С помощью него задается шаг оборота, частота перемещения шагового двигателя. В результате чего устанавливается нужная скорость вращения двигателя, которая зависит от необходимой частоты колебания преобразователя при сканировании. При каждом повороте двигателя на заданный градус изменяется угол наклона преобразователя относительно вертикальной оси, при этом точно определяются координаты его положения. Для обеспечения колебания преобразователя в вертикальной плоскости используется редуктор (8), состоящий из двух конических зубчатых колес, закрепленных под прямым углом. Редуктор преобразует вращательное движение электродвигателя в горизонтальной плоскости во вращательное движение кривошипа в вертикальной плоскости. Горизонтальное зубчатое колесо редуктора жестко закреплено с вращающимся валом электродвигателя, а вертикальное с кривошипно-шатунным механизмом, который с помощью подшипников скольжения закрепляется в корпусе датчика (9). С задней стороны корпуса прикручивается крышка (10) с разъемом (11) SKINTOP MS, через который проходит сигнальный кабель (12) для соединения датчика с прибором для измерения скорости кровотока.

Для уменьшения потери энергии ультразвукового колебания при излучении в исследуемую среду используется промежуточная среда, заполненная акустически прозрачной жидкостью (13), в которой колеблется преобразователь. Для изолирования электрических контактов и соединений от рабочей жидкости используется непроницаемая перегородка (14). Конструктивно возможна установка перегородки непосредственно перед электродвигателем. Для большей герметичности между вращающимся валом и перегородкой ставится манжета уплотнительная резиновая (15). Таким образом, все вращающиеся части редуктора, кривошипно-шатунного механизма и корпус преобразователя находятся в рабочей жидкости. Это накладывает определенные требования на свойства жидкости: вязкости, плотности, химической реакции с материалами, из которых изготавливаются детали датчика. Жидкость должна обладать смазывающими свойствами для уменьшения трения валов в подшипниках скольжения, между зубьями колес редуктора, и уменьшения уровня шума работы механизмов. В качестве рабочей жидкости используется касторовое масло ГОСТ 6757-73.

Для исключения вытекания жидкости из корпуса датчика к нему прикручивается защитный колпачок (16), выполненный из звукопрозрачного, прочного материала для защиты движущегося преобразователя.

## 4.5 Технология изготовления пьезоэлектрического преобразователя

Пьезокерамические преобразователи в зависимости от назначения выполняются в различных конструктивных вариантах. В то же время можно выделить типовые технологические процессы, применяемые при изготовлении большинства конструктивных разновидностей пьезокерамических преобразователей. К ним следует отнести:

пайку электрических выводов к пьезокерамическим элементам и блокам;

склеивание пьезокерамических элементов и блоков;

герметизация преобразователей;

проверка параметров преобразователей, контроль герметичности и испытание гидростатическим давлением преобразователей.

## 4.5.1 Пайка пьезокерамического элемента

Пайка производиться для обеспечения электрического соединения посеребренной поверхности пьезокерамического элемента с электрическим выводом - проводам из латунного, бронзового, медного или серебряного проката. Все припаиваемые к пьезоэлементу выводы покрываются серебром гальваническим способом.

Так как для изготовления преобразователя, используемого при изготовлении проектируемого датчика, применяется пьезокерамика ЦТС-19П, поэтому исходя из технологических соображений, данную пьезокерамику необходимо паять низкотемпературным припоем с температурой плавления 91º. Поэтому в качестве припоя необходимо выбрать ПОС-61. Припой состоит из 40,2% свинца, 8,4% кадмия и 2% серебра (по весу).

Пайку и лужение пьезокерамического элемента и электрических выводов следует выполнять только с применением канифольно-спиртового флюса КСФ ( олова, этилового спирта). При производстве работ по лужению и пайке электрических выводов к пьезокерамике необходимо пользоваться паяльниками с автоматически регулируемой температурой жала.



Технологический процесс пайки пьезокерамического элемента включает в себя следующие операции:

подготовка электрических выводов:

подготовка поверхности пьезоэлемента;

лужение посеребренной поверхности пьезоэлемента;

пайка пьезоэлемента с электрическими выводами;

контроль качества пайки;

Подготовка электрических выводов перед припаиванием их к пьезоэлементу заключается в облуживании спаиваемой поверхности лепестков при зачистке изоляции, скрутке и облуживании концов проводов. Обслуживание необходимо вести припоем ПОС-91.

При подготовке пьезоэлементов необходимо снять слой консервирующего флюса с посеребренных поверхностей марлевым тампоном, смоченным в спирте. Посеребренная поверхность пьезокерамики должна быть неокисленной (без потемнения серебра). Если посеребренная поверхность имеет потемнения, то необходимо ее зачистить в месте пайки легким карцеванием латунными щетками. После пайки место пайки тщательно обезжиривают спиртом. Лужение мест пайки на посеребренной поверхности пьезоэлементов производиться специальными припоями с помощью паяльника с применением флюса КСФ. Для припоя ПОС-91 температура жала паяльника должна находиться в пределах . Лужение должно продолжаться не более 3с.



Пайку пьезоэлемента с электрическим выводом необходимо производить сразу после лужения, причем температура жала паяльника поддерживается такой, как и при лужении. После окончания пайки место спая тщательно очищается от остатков флюса марлевым тампоном, смоченным спиртом.

После пайки необходимо производить контроль места пайки. При осмотре места спая должны быть сплошными, без трещин, пузырей, вздутий и иметь чистую металлическую поверхность.

## 4.5.2 Склеивание пьезокерамического элемента

Следующим этапом сборки резонаторов является клеевое соединение пьезоэлемента с другими элементами конструкции - протектором и демпфером.

Типовые технологии склеивания металлических и неметаллических материалов регламентируются ОСТ5.9131-81. Для уменьшения толщины клеевого соединения, улучшения их растекания и устранения воздушных пузырей при использовании эпоксидных клеев допускается их нанесение на предварительно нагретые до 40-50 °С поверхности. ОСТ оговаривает способы подготовки к склеиванию поверхностей изделий из различных материалов, а также технологию приготовления клеев. Из эпоксидных клеев, используемых при сборке пьезопреобразователей, наибольшее распространение получили клеи на основе эпоксидной смолы, а также некоторые термостойкие клеи.

Применение некоторых технологических приемов позволяет уменьшить многие недостатки. В числе таких приемов могут быть названы предварительная сушка эпоксидной смолы при температуре 120-150°С до прекращения вспенивания и выделения газовых пузырей с последующим ее охлаждением; использование в качестве отвердителя полиэтиленполиамина, а также введение растворителя (ацетона). Добавление ацетона не только уменьшает в 2-3 раза вязкость компаунда, но и увеличивает его жизнеспособность до 24 ч при хранении компаунда в плотно закрытой емкости. При соблюдении обычной технологии склеивания, но с обязательной предварительной выдержкой (10-15 с) на воздухе поверхности с нанесенным клеем для свободного улетучивания разбавителя снижения прочности клеевых соединений не наблюдается при введении разбавителя до 30% по отношению к смоле.

При склейке детали необходимо уложить в приспособление, обеспечивающее давление в склеиваемом шве (5-8) 104 Па и толщину клеевого шва 80-120 мкм. Отверждение клеевого шва происходит при температуре 20±5°С в течение 48 ч.

Склеивание резонатора обязательно производится в специальном приспособлении, обеспечивающем необходимое прижимное усилие. Конструкция приспособления должна отвечать особенностям конструктивного исполнения демпфера.

Для получения волнового акустического сопротивления демпфера его состав должен быть следующим:

эпоксидная смола - 25 - 27 весовых частей,

полиэтиленполиамин - 0,9 - 0,6 весовых частей,

порошок вольфрама - 70 - 72 весовых чеастей,

глицерин - 30% от веса эпоксидной смолы.

В разогретую до 60 - 70 0С эпоксидную смолу необходимо ввести отвердитель и тщательно перемешать смесь. Затем в смесь необходимо добавить вольфрам и залить смесь в заранее подготовленные формы и дать ей затвердеть.

К излучающей стороне пьезопластины приклеивают четвертьволновой согласующий слой из материала, акустическое сопротивление которого равно [8]:

, где



, -соответственно акустические сопротивления пьезопластины и среды. Наиболее подходящим материалом является кварцевое стекло. Толщина слоя, равная ¼ длинны волны, расширяет АЧХ преобразователя, появляются 2 максимума, расположенные на равном расстоянии от антирезонансной частоты, а также сглаживает ФЧХ преобразователя.



## 4.6 Технология сборки ультразвукового датчика

Корпус датчика изготовлен из фторопласта - 4, внутренняя поверхность корпуса покрыта слоем никеля, который наносится путем гальванического осаждения, а сверху слоем меди такой же толщины для защиты датчика от электромагнитных наводок. Сверху в корпус помещается электродвигатель и закрепляется там с помощью винтов. С другой стороны на вал электродвигателя плотно одевается непроницаемая перегородка и закрепляется с корпусом с помощью клея. Верхняя часть датчика плотно закрывается крышкой, в которой встроен разъем для вывода проводов. Снизу в корпус устанавливаются механические части, прикрепляется преобразователь, заливается жидкость и закрывается защитным колпачком, который непосредственно контактирует с исследуемой средой. При этом необходимо чтобы весь внутренний рабочий объем датчика был полностью заполнен жидкостью и отсутствовали воздушные полости. Провода, идущие от пьезопластины к разъему в крышке корпуса, должны быть неподвижно закреплены в специальных фиксаторах на внутренней части корпуса датчика.

## 5. Экономическая часть

Разрабатываемый измеритель скорости кровотока предназначен для использования в медицинских учреждениях для диагностики, планирования хирургического вмешательства и контроля лечения таких заболеваний как: ишемическая болезнь мозга, патологическая извитость сонных артерий, стенозирующие поражения брахиоцефальных артерий и многих других, поэтому разработка прибора актуальна.

## 5.1 Обоснование целесообразности разработки новой техники

Целесообразность разработки усовершенствованного прибора определяется его ролью и значением для медицинских учреждений. При этом важно, чтобы этот прибор был экономически эффективен и высокого качества. Качество же зависит от функционально-технических характеристик, а его изменение оценивается индексом технического уровня разрабатываемого прибора.

Для определения индекса технического уровня требуется:

обосновать перечень функционально-технических характеристик, отражающих уровень качества проектируемой техники;

выбрать аналог (прототип), который будет использоваться в качестве базы для сравнения. Прототип должен иметь то же функциональное назначение.

Функционально-технические характеристики проектируемого прибора и его аналога, их значимость заносятся в табл.4.

Индекс технического уровня проектируемого прибора:

Iту=, где



αi, αi0 - уровень I-ой функционально-технической характеристики соответственно нового (проектируемого) и базового изделий;

μi - значимость i-ой функционально-технической характеристики качества изделия;

n - количество рассматриваемых функционально-технических характеристик.

Таблица 4. Функционально-технические характеристики для расчета индекса технического уровня проектируемого прибора

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| Функционально - техническая  характеристика | Единица  измерения | Уровень функционально-  технических характеристик | | Значимость  характеристики  качества изделия |
| прототип | проектируемый  прибор |
| Минимальная  измеряемая скорость кровтока | мм/с | 11 | 5 | 0,5 |
| Средняя  рабочая частота | МГц | 8 | 2 | 0,3 |
| Производитель-  ность УЗ сканера | кадр/с | 5 | 20 | 0,2 |

Значимость i-ой функционально-технической характеристики μI определяется экспертным путем, при этом = 1,0;



Т. к. повышение технического уровня изделия связано со снижением абсолютной величины функционально-технической характеристики, то αi и αi0 в формуле индекса технического уровня необходимо поменять местами:



## 5.2 Определение показателей экономического обоснования проектируемого прибора

Затраты на проектирование и опытное производство нового прибора определяется по данным преддипломной практики по следующим статьям расходов:

основные расходы;

комплектующие изделия и покупные полуфабрикаты;

затраты на специальное оборудование;

заработная плата разработчиков и рабочих, занятых при изготовлении опытного образца;

цеховые расходы;

общезаводские расходы;

прочие расходы;

Заработная плата разработчиков нового прибора рассчитывается на основе трудоемкости стадий работ и считается по формуле:

З=,



где к - количество этапов,

ТЕi - трудоемкость i-го этапа;

i - средняя дневная (часовая, месячная) тарифная ставка оплаты работ i-го этапа.



Расчет заработной платы сводится в таблицу 5.

Затраты на проектирование и изготовление образца сводятся в таблицу 6.

Таблица 5. Расчет заработной платы

|  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Стадия | Трудоемкость стадии, чел - ч. | Исполнители | | Дневная (часовая) ставка τ, р. | Средняя Дневная (часовая) ставка  , р. | Заработная плата Зi, р. | Заработная плата с учетом премии  Зосн i, р. |
| должность | численность |
| Техническое  задание | 8 | Начальник  отдела | 1 | 60 | 60 | 480 | 560 |
|
| Техническое  предложение | 8 | Начальник  этапа | 1 | 60 | 60 | 480 | 560 |
| Эскизное  проектирование | 24 | Главный  инженер | 1 | 50 | 50 | 1200 | 1450 |
| Техническое  проектирование | 24 | Главный  инженер | 1 | 50 | 50 | 1200 | 1450 |
| Разработка  рабочей  документации | 36 | Главный  инженер | 1 | 50 | 50 | 1800 | 2100 |
| Изготовление  опытного  образца | 1120 | сварщик  техник  технолог  электрик | 3  2  1  1 | 30  20  25  25 | 100 | 112000 | 125000 |
| Испытания  (регулировка,  тестирование) | 300 | наладчик | 2 | 35 | 35 | 10500 | 11900 |

Таблица 6

Затраты на проектирование и изготовление образца

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| №  п/п | Наименование статей затрат | Затраты, р | Удельный  вес,% |
| 1 | Основные материалы | 21550 | 2,64 |
| 2 | Комплектующие и покупные материалы | 350 000 | 42,88 |
| 3 | З. п. разработчиков и изготовителей опытного образца | 143 020 | 17,54 |
| 4 | Отчисление на социальные нужды (35,8%) | 51201,16 | 6,27 |
| 5 | Накладные расходы (170%) | 243134 | 29,79 |
| 6 | Прочие расходы (5%) | 7151 | 0,88 |

Удельные производственные затраты на разработку прибора рассчитываются по формуле:

УЗР=,



где N - годовой объем производства проектируемого прибора (реально возможный), шт.

УЗР=.



## 5.3 Себестоимость проектируемого прибора

Себестоимость проектируемого изделия Снт определяется укрупнено - по удельному весу в структуре себестоимости статьи затрат "Покупные изделия".

Этот метод укрупненного расчета основан на том, что удельный вес этой статьи затрат прототипа и проектируемого прибора в известных пределах остается неизменным и составляет 17,5%.

Затраты на комплектующие сводятся в таблицу 7.

Снт=Ски/dки,

где dки - удельный вес стоимости покупных комплектующих изделий в себестоимости изделия в%.

Снт=



Таблица 7.

Затраты на комплектующие

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| №п/п | Название  комплектующих | Количество  штук | Цена одного  изделия, руб | Общая стоимость |
| 1 | Диоды | 30 | 1 | 30 |
| 2 | Дроссели | 25 | 5 | 125 |
| 3 | Источники питания | 2 | 1500 | 3000 |
| 4 | Конденсаторы | 1400 | 3 | 4200 |
| 5 | Микросхемы | 150 | 10 | 1500 |
| 6 | Разъемы | 110 | 15 | 1650 |
| 7 | Резисторы | 1900 | 1 | 1900 |
| 8 | Стабилитроны | 2 | 5 | 10 |
| 9 | Транзисторы | 120 | 25 | 3000 |
| 10 | УЗ - датчики | 4 | 4896 | 19585 |

## 5.4 Отпускная цена и экономическая эффективность проектируемого прибора

Так как прибор является товаром народного потребления годовые эксплуатационные расходы не рассчитываются. Отпускная цена базовой техники определяется по формуле:

Цботп= Сб (1+рн),

где Сб - себестоимость базовой техники; рн - нормативная рентабельность изделия (рн=20%)

Цботп=



Полезный экономический эффект нового прибора рассчитывается от производства нового прибора.

Эфп=СбIту - Сн,

где Сб, Сн - себестоимость базового и нового приборов.

Эфп=



Отпускная цена рассчитывается по формуле:

Цотп=Цботп+ЭфпКэ,

где Кэ - доля полезного эффекта, учитывается на новую технику (Кэ=0,7)

Цотп=



Уровень экономической эффективности нового прибора

Езп=,



Езп=



Вывод: Рассчитанный уровень экономической эффективности свидетельствует о целесообразности проведения данной разработки.

## 6. Безопасность и экологичность проекта

## 6.1 Безопасность при работе с приборами, использующими ультразвук

Применение ультразвука для диагностических целей имеет более чем тридцатилетнюю историю, и в течение всего этого периода одним из наиболее дискутируемых и неоднозначных оставался вопрос о безопасности применения энергии ультразвуковых волн для пациента.

Следует отметить, что вопрос безопасности врача, проводящего обследование, обсуждался с не меньшим энтузиазмом, особенно на первом этапе появления сканирующих приборов. Тогда использовали несовершенные средства отображения информации, конструкция датчиков была неудобной, тяжелой, с выраженными механическими вибрациями. Безусловно, все эти факторы воздействовали на оператора, работавшего с прибором, и практика широкого клинического применения требовала разработки и утверждения соответствующих санитарно-гигиенических норм. При этом следует понимать, что среди рассматриваемых факторов отсутствовали эффекты ультразвуковой энергии, так как конструкция всех ультразвуковых датчиков, используемых в диагностической аппаратуре, исключает распространение ультразвуковых волн в направлении оператора. Отраженная энергия, распространяемая в тканях организма, воспринимается только лицевой поверхностью датчика, которая находится в контакте с телом пациента благодаря применению специализированных акустически согласованных (прозрачных) гелей. Таким образом, можно сделать вывод, что вопросы безопасности работы оператора с ультразвуковым оборудованием не имеют особой "лучевой" специфики, присущей другим методам лучевой диагностики; соответствующие нормативы содержатся в специализированных изданиях.

Остановимся на вопросе безопасности для пациента при проведении обследований на различных видах доплеровского оборудования в различных режимах.

Вопросами биологического воздействия ультразвука и его безопасного применения занимались в течение последних двадцати лет многие авторитетные международные организации: Всемирная организация здравоохранения, Всемирная федерация по применению ультразвука в медицине и биологии, Международная электротехническая комиссия (Технический комитет ТК-87 - "Ультразвук"), ряд национальных сообществ.

Все эти организации пришли к заключению в своих отчетных документах, что к настоящему времени не обнаружены эффекты, которые могли бы препятствовать широкому применению ультразвуковых волн для диагностических целей. При этом наиболее значимым и определенным как для разработчиков, так и для пользователей считается заключение, сделанное в декабре 1987 г. организацией AIUM (Американский институт по применению ультразвука в медицине):

"В диапазоне ультразвуковых частот, используемых для диагностических целей, до настоящего времени не было подтверждений значимых биологических эффектов при воздействии на ткани in vivo нефокусированным ультразвуком с интенсивностями ниже 100мВт/см2.

Далее, для времени экспозиции более 1 с и менее 500 с (для нефокусированного ультразвука) или 50 с (для фокусированного) такие эффекты не были зарегистрированы и при более высоких интенсивностях, когда произведение интенсивности и времени экспозиции не превышало 50 Дж/см2".

Данное заключение подтверждалось несколько раз и в последующие годы. Таким образом, в течение последнего десятилетия было общепризнанным считать ультразвуковое воздействие полностью безопасным при условии интенсивности излучения менее 100 мВт/см2. При этом в целом ряде публикаций отмечалось, что данный порог является условным и принят для определенности как временный ориентир. В дальнейшем по мере проведения дополнительных экспериментов и исследований его значение может быть пересмотрено.

Следует отметить, что большинство ультразвуковых полей, генерируемых в доплеровских режимах, относятся к категории нефокусированных. Приведенное заключение AIUM можно представить в виде графика (см. рис.17).



Рис 17. Область безопасной эксплуатации ультразвукового диагностического оборудования

На графике сплошной линией обозначена зона, в которую попадают уровни интенсивности большинства из эксплуатируемых в настоящее время ультразвуковых приборов.

В то же время в некоторых моделях приборов не все новые методы формирования изображений и режимы излучения, в том числе импульсный доплеровский, удается реализовать, руководствуясь обозначенными порогами интенсивности. Данное оборудование условно показано на графике пунктирной линией. Подтверждением представленного графика служит информация, полученная во время экспериментального исследования, проведенного на 13 приборах с непрерывным доплеровским режимом и 19 дуплексных приборах с режимом импульсного излучения. Были выбраны приборы нескольких областей клинического назначения и с различными типами датчиков. Результаты измерений продемонстрировали значительный разброс параметров. При этом, если для режима непрерывного излучения пороговый уровень интенсивности был превышен только в 30% случаев, то для дуплексных систем с импульсным режимом порог был превышен в 95% случаев. Следует отметить, что измерения проводили в максимальных положениях излучаемой мощности и частоты повторения импульсов. Безусловно, полученные данные должны быть приняты во внимание как разработчиками новой аппаратуры, так и ее пользователями.

Для урегулирования данного вопроса (разброса значений интенсивности) организация Food and Drug Administration в США приняла документ (см. табл.8), регламентирующий пороговые уровни интенсивности в зависимости от области клинического применения.

Таблица 8. Уровень пороговой интенсивности ультразвука в зависимости от области клинического применения

|  |  |
| --- | --- |
| Область применения | I, мВт/см2 |
| Кардиология  Периферические сосуды  Офтальмология  Визуализация плода  Другие применения | 430  720  17  94  94 |

Как видно из приведенной таблицы, значения интенсивности могут превышать установленный порог в несколько раз. При этом следует руководствоваться последней фразой из заключения AIUM: "…такие эффекты не были продемонстрированы и при более высоких интенсивностях, когда произведение интенсивности и времени экспозиции составляло менее 50 Дж/см2).

В результате следует сделать вывод, что для выполнения отмеченного ограничения необходимо следить также за временем проведения обследования. Имеющиеся на сегодняшний день экспериментальные данные не позволяют определить предельно допустимые значения дозы ультразвуковых излучений, как это сделано для ионизирующих излучений. В то же время следует руководствоваться правилом минимально необходимого времени экспозиции для получения достаточной диагностической информации. Выполнение этого правила сопровождается рядом практических рекомендаций:

1) применение минимально необходимых для получения результата уровней излучаемой мощности;

2) использование минимально достаточного времени проведения процедуры;

3) применение минимально необходимых значений частоты повторения импульсов при работе в импульсном режиме;

4) предпочтительное применение режима непрерывного доплеровского излучения по сравнению с импульсным там, где это позволяет достичь адекватного результата;

5) в дуплексном режиме - переключение в режим В-сканирования сразу после получения необходимой доплеровской информации.

Следование этим рекомендациям может позволить уменьшить энергетическое воздействие на пациента в десятки раз, тем самым полностью обезопасив пациента даже от тех биологических эффектов, которые не получили значимого экспериментального подтверждения к настоящему времени, но могут быть открыты в рамках дальнейших исследований.

## 6.2 Системный анализ надежности и безопасности ультразвукового прибора

Цель системного анализа безопасности состоит в том, чтобы выявить причины, влияющие на появление нежелательных событий и разработать профилактические мероприятия, уменьшающие вероятность их появления.

Нормальное состояние человека - здоровье. Опасность может привести к нарушению нормального состояния человека, причинить вред его здоровью. Таким образом, под опасностью следует понимать явления, процессы, объекты, способные в определенных условиях наносить ущерб здоровью человека непосредственно или косвенно, т.е. вызывать нежелательные последствия.

Наиболее удобным способом выявления и предотвращения возможных неисправностей прибора является метод графического представления возможных причин отказов прибора вследствие присутствия определённых факторов, оказывающих вредное влияние на работу (или хранение) прибора.

В приложении 5 рассмотрено дерево возможных причин отказов прибора, выявлена причинно-следственная связь между внешними факторами и работой прибора.

Диаграммы деревьев причин возникновения отказов очень полезны для качественного изучения безопасности системы. При построении дерева необходимо пользоваться следующими правилами.

Правило 1. События, входные по отношению к операции "и", должны формулироваться так, чтобы второе было условным по отношению к первому, третье условным по отношению к первому и второму, и последнее условным по отношению ко всем предыдущим.

Правило 2. Входные событие для операции "или" должны формулироваться так, чтобы они вместе исчерпывали все возможные пути появления выходного события. Кроме того, каждое из входных событий должно приводить к появлению выходного события.

Правило 3. Для любого события, подлежащему дальнейшему анализу, вначале рассматриваются события, являющиеся входами операций "или", а затем входы операций "и". Это справедливо как для головного события, так и для любого события, анализ которого целесообразно продолжать.

При детальном рассмотрении причин отказов можно заметить, что большинство из них возникают из-за нарушения правил эксплуатации. Например, если следить за состоянием сетевого шнура или кабеля, излучателя и корпуса, то можно предотвратить их повреждения и нарушения изоляции и конструкции. При длительной непрерывной работе аппарата наступает перегрев отдельных блоков и деталей. Механические повреждения возникают в результате ударов, падений и других механических воздействий. Все это учтено, и почти всего этого можно избежать, если при эксплуатации прибора удовлетворять требованиям эксплуатации.

В соответствии с пунктом 6.1. данной главы ясно, что при эксплуатации аппарата в определенных условиях ультразвук также может оказаться вредным фактором.

При неправильном подборе дозировок ультразвука могут возникать побочные явления (головные боли, общее недомогание, усталость, отсутствие аппетита).

В связи с возникновением нежелательных последствий или чрезмерных реакций не рекомендуется применять ультразвуковое воздействие на область сердца, головного мозга, шейных вегетативных узлов, костные выступы, ткани с тяжелыми нарушениями кровообращения, на область матки при беременности, на зоны с нарушением любого вида чувствительности.

Детям ультразвуковую терапию можно назначать только с двухлетнего возраста и использовать интенсивности не выше 0,4 - 0,6 Вт/см2 при времени воздействия, не превышающем 3 минуты.

В приборе предусмотрены меры защиты (для случая удара пациента электрическим током и при отказе прибора).

На выходе усилителя мощности находится схема защиты, которая регулирует увеличение тока сигнала, превышающего 0,5 мА. В случае короткого замыкания в блоке питания используются микросхемы, защищенные от короткого замыкания. Тем самым уменьшается возможность отказа аппарата.

Непосредственное воздействие прибор оказывает на человека на этапах производства и эксплуатации и поэтому главной задачей проектировщика является учет всех факторов, которые могут принести вред человеку.

Опасным называется производственный фактор, воздействие которого на работающего человека в определенных условиях приводит к травме или другому внезапному резкому ухудшению здоровья. Если же производственный фактор приводит к заболеванию или снижению трудоспособности, то его считают вредным. В зависимости от уровня и продолжительности воздействия вредный производственный фактор может стать опасным. Опасные и вредные производственные факторы подразделяются на четыре группы: психофизические, биологические, физические и химические.

В процессе изготовления и настройки макета необходимо производить пайку радиоэлементов. При пайке выделяются пары свинца, которые ядовиты. Согласно существующим нормам предельно допустимая концентрация паров свинца составляет 0,01 мг/м3.

Пайка производится припоем ПОС-60, который содержит 60% свинца. В течении часа проводится около 50 паек, на одну пайку расходуется около 30 мг припоя, при этом в воздух выделяется 0,01 мг припоя. Таким образом, за час работы в воздухе будет содержаться m миллиграмм свинца.

т = 0,6 ⋅ 60 ⋅ 30 ⋅ 0,01 ⋅ 10-2 = 0,108 мг.

Концентрация паров свинца равна:



Предельное число человек N, работающих с паяльниками в лаборатории равно



где qпр - предельно допустимая концентрация паров, мг/м3.

Т. е. в лаборатории могут одновременно работать 4 человека. В действительности в лаборатории пайку одновременно производят либо только лаборант, либо лаборант и дипломник (т.е. не более 4 человек). В лаборатории в течение часа обеспечивается однократный обмен воздуха за счет естественной вентиляции. Из вышесказанного следует: концентрация паров свинца в воздухе в течении часа работы не превышает предельно допустимые нормы и для обеспечения нормальных условий труда достаточно естественной вентиляции. Для этого необходимо проветривать аудиторию в течении работы.

При проведении монтажных работ лабораторный стол должен быть покрыт изолирующим материалом. При пользовании электрическим паяльником должна быть специальная подставка. Используемый монтажный инструмент должен быть исправным. Отвертки, плоскогубцы, кусачки и др. должны иметь изоляционные ручки.

Рассмотрим, как проектируемый прибор на этапе эксплуатации, как он может повлиять на условия труда в месте его эксплуатации, а именно: на состояние здоровья оператора, находящегося в непосредственной близости от прибора и в контакте с ним.

Вследствие того, что разрабатываемый прибор (аппарат для ультразвуковой терапии) заключает в себе более явные потенциально опасные факторы воздействия, психофизиологическое, опасное или вредное действие прибора на обслуживающий его персонал из рассмотрения исключим.

Прибор для ультразвукового исследования не является потенциально химически опасным, т.к. не содержит веществ, оказывающих общетоксичное, раздражающее или тому подобное воздействие на организм человека.

Биологически опасные и вредные производственные факторы включают следующие биологические объекты: патогенные микроорганизмы (бактерии, вирусы, риккетсии, спирохеты, грибы, простейшие) и продукты их жизнедеятельности, и могут иметь место в медицинских учреждениях. Поэтому в соответствие с ГОСТ 177-77 наружные поверхности электронного блока устойчивы к дезинфекции 3% -ным раствором перекиси водорода с добавлением 0,5% моющего средства "Астра". Сам же прибор такой опасности не представляет.

Физически опасные и вредные факторы подразделяются на несколько подгрупп таких как:

повышенная температура поверхности прибора;

повышенное значение напряжения в электрической цепи, замыкание которой может произойти через тело человека;

повышенный уровень электромагнитного излучения и т.д.

Конструкция ультразвукового прибора предусматривает, что превышение температуры наружных частей прибора, доступных для прикосновения, над температурой окружающей среды, равной 25°С, находится в пределах, установленных ГОСТ 20790-82, т.е. является безопасным.

Поскольку разрабатываемый аппарат будет использоваться для терапевтического воздействия на человека, то отклонение хотя бы одного параметра от нормы может привести к серьезным последствиям.

## 

## 6.3 Разработка мероприятий по повышению надежности и безопасности прибора для ультразвуковых исследований

Для повышения надежности и безопасности портативного аппарата для ультразвукового исследования необходимо разработать комплексные мероприятия, основанные на применении всех методов управления безопасностью труда. К ним относятся:

организационные;

организационно-технические;

технические;

индивидуальные средства защиты.

К организационным и организационно-техническим методам обеспечения электробезопасности можно отнести следующие мероприятия:

подбор и обучение персонала, т.е. обслуживающий персонал должен иметь квалифицированное свидетельство по технике безопасности;

эксплуатационная документация должна содержать инструкцию по особенностям безопасной работы;

проверка и ремонт оборудования должна осуществляться специально обученным техническим персоналом. После ремонта необходима обязательная проверка токов утечки и сопротивлением изоляции;

при подозрении на неисправность нужно немедленно отключить прибор от сети;

воздействия следует проводить в помещениях при нормально температуре от +10 до +35 0С, с относительной влажностью не более 80% при температуре +20 0С и атмосферном давлении 750+30 мм рт. ст.;

хранить или транспортировать прибор только в специальной упаковке для предотвращения попадания пыли внутрь прибора;

обеспечить нормированный режим работы.

Под техническими методами управления безопасностью подразумевается безопасность от опасного и вредного воздействия. Электрический ток может являться источником этого воздействия. Степень опасного и вредного воздействия электрического тока на человека определена по ГОСТ 12.1 019-79 и зависит от следующих величин:

рода и величины напряжения и тока;

частоты электрического тока;

пути тока через человека;

продолжительности воздействия электрического тока;

условий внешней среды.

По способу защиты от поражения электрическим током по ГОСТ 12.2 025-76 все медицинское оборудование подразделяют на три класса. Разрабатываемый нами портативный аппарат для ультразвукового исследования имеет II класс защиты. К этому классу относят изделия, которые кроме основной изоляции имеют и дополнительную защитную изоляцию и поэтому не требуют защитного заземления. Защитная изоляция применяется дополнительно к основной изоляции и обеспечивает электробезопасность при ее нарушении.

Конструктивно защитная изоляция, как правило, выполняется таким образом, чтобы имелась возможность ее испытания отдельно от основной изоляции. В совокупности образуется так называемая двойная изоляция. Двойная изоляция может быть выполнена различными способами. Первый, это применение изолирующей оболочки, которая делает невозможным прикосновение не только к частям, находящимся под напряжением, но и к металлическим нетоковедущим частям прибора или аппарата, имеющим только основную изоляцию. Этот способ более надежный.

Второй способ заключается в применении промежуточной изоляции, представляющие собой изолирующие вставки, прокладки и т.п., которые отделяют доступные для прикосновения металлические части от металлических нетоковедущих частей, имеющих только основную изоляцию. Применяя промежуточную изоляцию, можно выполнять аппаратуру второго класса в металлическом корпусе.

Как уже указывалось, защитная изоляция является дополнительной к основной. Поэтому параметры и состояние дополнительной изоляции следует проверять отдельно, независимо от проверки основной изоляции. Величины испытательных напряжений, для проведения проверки электрической прочности дополнительной изоляции, устанавливаются согласно ГОСТ 12.2 025-76. Электрическое сопротивление дополнительной изоляции должно быть не менее 5МОм.

Совокупность основной и защитной изоляции, не отделенных друг от друга, образуют так называемую усиленную изоляцию. По своим механическим и электрическим свойствам усиленная изоляция должна быть равноценна совместно примененным основной и защитной изоляции. Испытательные напряжения для проверки электрической прочности усиленной изоляции должны быть равны сумме испытательных напряжений для основной и защитной изоляции. Электрическое сопротивление усиленной изоляции должно составлять не менее 7 МОм.

Усиленная изоляция менее надежна и может применяться только там, где по конструктивным соображениям двойную (основную и защитную) изоляцию применить невозможно.

Выполнение аппаратуры второго класса обеспечивает наибольшие надежность и удобство в эксплуатации, особенно для переносных изделий.

Включать прибор можно в любую сетевую розетку, для чего он снабжается сетевым шнуром с вилкой, входящей, как в обычную розетку, так и в розетку с защитными контактами.

Ограниченное применение изделий второго класса объясняется рядом трудностей конструктивного характера. Применение пластмассового корпуса, обладающего необходимой механической прочностью, ограничено аппаратами небольших габаритов, а защитная изоляция сетевой цепи приводит к увеличению веса и габаритов трансформатора, усложнению технологии его производства. В разрабатываемом портативном аппарате для ультразвукового исследования предусмотрен металлический корпус самого прибора, и пластиковый корпус датчика, соприкасающегося с телом человека.

В зависимости от степени защиты от поражения электрическим током оборудование подразделяется на четыре типа, кроме тех классов по ГОСТ 12.2 025-76:

Н - не имеющие рабочей части, находящиеся вне пределов досягаемости пациента и имеющие нормальную степень защиты;

В - находящиеся в пределах досягаемости пациента, имеющие рабочую часть, предназначенную для непосредственного контакта с пациентом (исключение непосредственный контакт с сердцем), и имеющие повышенную степень защиты;

BF - имеющие повышенную степень защиты и изолированную от доступных для прикосновения рабочих частей, т. е частей подключаемых к пациенту;

СF - имеющие наивысшую степень защиты и изолированную рабочую часть, позволяющую осуществлять непосредственный контакт с сердцем.

Несмотря на перечисленные недостатки и трудности изготовления аппаратуры второго класса, защита от напряжения прикосновения с помощью защитной изоляции в большинстве случаев является наиболее прогрессивным методом, и развитие электромедицинского приборостроения, несомненно, приведет к широкому применению приборов и аппаратов, выполненных по второму классу.

Благодаря тому, что разрабатываемом нами приборе, в процессе его работы не одна из токопроводящих частей не соприкасается не с пациентом, не с медперсоналом, обслуживающем прибор (т.к все рабочие поверхности выполнены из диэлектрического пластика), то при соблюдении элементарных правил по эксплуатации прибора, он не представляет угрозы для окружающих. А ультразвуковое излучение, на которое способен прибор, не имеет медицинских противопоказаний, и используется даже для обследования беременных женщин.

Основные требования к конструкции и изготовлению аппаратуры могут быть сформулированы следующим образом:

необходимо принять особые меры к изолинии сетевой цепи (сетевой шнур - сетевой выключатель - предохранитель - блок питания);

сетевой шнур с вилкой должен иметь единую изоляцию;

ввод сетевого шнура в корпус прибора должен иметь дополнительную изоляцию, допускающую многократные перегибы;

сетевой шнур должен, надежно крепится скобой внутри прибора через дополнительную изоляцию;

сетевой выключатель должен иметь изолированную доступную часть и обозначение положения;

возле ввода сетевого шнура должно быть обозначение класса защиты;

силовой трансформатор блока питания должен иметь пространственно разнесенные первичную и вторичную обмотки, а изоляция между обмотками и корпусом должна испытываться при напряжении 4000В, а емкость между обмотками не более 50 пкФ;

провода сетевой цепи и других цепей не должны проходить в одном жгуте;

необходимо иметь такую конструкцию кожуха, чтобы предотвратить попадание внутрь прибора инородных тел;

заменяемые части рекомендуется размещать таким образом, чтобы можно было легко производить их осмотр и замену.

К специальным средствам зашиты, можно отнести следующие меры:

целесообразно применять изоляцию рабочей части от остальной схемы прибора;

при использовании нескольких приборов в окружности досягаемости пациента и обслуживающего персонала произвести выравнивание потенциалов корпусов путем их соединения с общей точкой (функциональным заземлением). Нельзя соединять корпуса последовательно, так как в этом случае образуется "петля", по которой циркулируют токи утечки.

Учитывая все вредные и опасные факторы необходимо использовать определенные для опасного фактора средства индивидуальной защиты и придерживаться требований охраны труда при технологических процессах.

Таким образом, соблюдение комплексных требований является единственным путем профилактики от вредных воздействий.

## 6.4 Пожаробезопасность при производстве и эксплуатации ультразвукового прибора

Противопожарная защита - это комплекс организационных и технических мероприятий, направленных на обеспечение безопасности людей, на предотвращение пожара, ограничение его распространения, а также на создание условий для успешного тушения пожара.

Пожарная безопасность обеспечивается системой предотвращения пожара и системой пожарной защиты. Во всех служебных помещениях обязательно должен быть "План эвакуации людей при пожаре", регламентирующий действия персонала в случае возникновения очага возгорания и указывающий места расположения пожарной техники.

Опасный фактор пожара (ОФП) - фактор пожара, воздействие которого приводит к травме, отравлению или гибели человека, а также к материальному ущербу (ГОСТ 12.1 003-81).

Согласно ГОСТ 12.1 004-91 установлены следующие ОФП:

дым;

открытое пламя и искры;

токсичные продукты горения;

пониженная концентрация кислорода;

повышенная температура окружающей среды;

опасные факторы, проявляющиеся в результате взрыва (ударная волна, пламя, обрушение и разлет осколков, образование вредных веществ с концентрацией в воздухе выше ПДК);

последствия: разрушения и повреждения объекта.

Пожары представляют особую опасность, так как сопряжены с большими материальными потерями. Как известно пожар может возникнуть при взаимодействии горючих веществ, окисления и источников зажигания.

Для оценки пожарной опасности проводимых работ необходимо знать, какие огнеопасные вещества или смеси, и в каком количестве используются.

Продолжительность пожара и его температурный режим обуславливаются количеством горючих материалов в помещении, их пожаро - и взрывоопасными свойствами. Особенно разнообразны количественные и качественные показатели опасности пожара в производственных зданиях и помещениях, которые подразделяются по взрывоопасной и пожарной опасности на категории (А, Б, В, Г, Д) согласно СниП 2.09.02-85. Согласно этим категориям производственное помещение, где изготавливается прибор, относится к категории В. В таких помещениях горючими компонентами являются: строительные материалы для акустической и эстетической отделки, перегородки, двери, полы, изоляция кабелей и др.

При включении различных приборов (в том числе и ПЭВМ) в электрическую сеть возможен пожар по следующим причинам:

перегрузка электрической сети вследствие подключения к ней чрезмерно большого количества потребителей энергии;

короткое замыкание проводов;

большое переходное сопротивление в розетках электрической цепи и в разъемах, служащих для подключения шнура электрического питания к прибору.

Шнуры питания электрических приборов должны удовлетворять требованиям ГОСТ 12.206-75, который определяет сечение шнуров и их электрическую прочность в зависимости от мощности потребляемой приборами.

В современных ЭВМ очень высокая плотность размещения элементов электронных схем. В непосредственной близости друг от друга располагаются соединительные провода, кабели. При протекании по ним электрического тока выделяется значительное количество теплоты. При этом возможно оплавление изоляции. Для отвода избыточной теплоты от ЭВМ служат системы вентиляции и кондиционирования воздуха. При постоянном действии эти системы представляют собой дополнительную пожарную опасность.

К средствам тушения пожара, предназначенных для локализации небольших возгораний, относятся пожарные стволы, внутренние пожарные водопроводы, огнетушители, сухой песок, асбестовые одеяла и т.п.

В зданиях пожарные краны устанавливаются в коридорах, на площадках лестничных клеток и входов. Вода используется для тушения пожаров в помещениях программистов, библиотеках, вспомогательных и служебных помещениях. Применение воды в машинных залах ЭВМ, хранилищах носителей информации, помещениях контрольно-измерительных приборов ввиду опасности повреждения или полного выхода из строя дорогостоящего оборудования возможно в исключительных случаях, когда пожар принимает угрожающе крупные размеры. При этом количество воды должно быть минимальным, а устройства ЭВМ необходимо защитить от попадания воды, накрывая их брезентом или полотном.

Для тушения пожаров на начальных стадиях широко применяются огнетушители. По виду используемого огнетушащего вещества огнетушители подразделяются на следующие основные группы.

Пенные огнетушители, применяются для тушения горящих жидкостей, различных материалов, конструктивных элементов и оборудования, кроме электрооборудования, находящегося под напряжением.

Газовые огнетушители применяются для тушения жидких и твердых веществ, а также электроустановок, находящихся под напряжением.

В производственных помещениях, где установлены ЭВМ, применяются главным образом углекислотные огнетушители, достоинством которых является высокая эффективность тушения пожара, сохранность электронного оборудования, диэлектрические свойства углекислого газа, что позволяет использовать эти огнетушители даже в том случае, когда не удается обесточить электроустановку сразу.

## 6.5 Защита окружающей природной среды на этапе производства и эксплуатации ультразвукового прибора

Разрабатываемый прибор можно считать экологически чистым, если в процессе его производства, эксплуатации, переработки или уничтожения предотвращена возможность превышения допустимого уровня вредного воздействия на окружающую среду.

При производстве большинства приборов важное место занимает механическая обработка материалов. При обработке металлов, пластмасс и других материалов резанием возникает ряд опасных и вредных производственных факторов, которые могут тем или иным образом влиять на окружающую среду: высокая температура обрабатываемой поверхности, стружка, пыль и вредные аэрозоли обрабатываемых материалов. Не мало важное место занимает этап термической, электрохимической и электрофизической обработки.

Особую опасность при рассматриваемых методах обработки представляют различные токсичные газы и химические вещества, применяемые в качестве электролитов и очищающих растворов.

При производстве печатных плат большинство материалов являются опасными для окружающей среды.

Для придания поверхностному слою детали некоторых специальных свойств, отличных от свойств основного материала, например электропроводности, электроизоляционных свойств, твердости, паяемости, износоустойчивости, применяют защитные гальванические, химические, и лакокрасочные покрытия. Процессы нанесения гальванических и химических покрытий характеризуются многообразием применяемых химических веществ. Все это в большей или в меньшей степени влияет на состояние окружающей среды.

Для нейтрализации вредных факторов, возникающих при производстве компонентов проектируемого прибора необходим ряд ниже перечисленных мер:

для исключения попадания механической пыли в атмосферу необходимо применять в вытяжной вентиляции сухие пылеулавливатели с грубой (для осаждения пыли с размером частиц более 50мкм), средней (от 10 до 50мкм) и тонкой (до 10мкм) структурой;

участки и отделения кислотного и щелочного травления, обезжиривания в органических растворителях необходимо устраивать в отдельных помещениях с местной вытяжной вентиляцией, на выходе которой необходимо устанавливать фильтры газоочистки;

для нейтрализации и поглощения ядовитых газов необходимо применять жидкие абсорбенты и хемосорберы;

для предотвращения сбора вредных веществ на стенах, материалы стен и перекрытий необходимо выкладывать стеклянными или керамическими плитками, а потолки окрашивать светлой краской;

для исключения попадания вредных веществ в почву необходимо полы выполнять из влагонепроницаемых, стойких к кислотам и щелочам, растворителям и другим агрессивным средам материалов;

помещения необходимо оборудовать общеобменной вентиляцией, а также применяется система местной вытяжной вентиляции, на выходе которой обязательно необходимо ставить фильтры или химические нейтрализаторы;

для защиты грунтовых вод от попадания в них ядовитых веществ необходимо применять очистные сооружения с механической очисткой для поглощения взвешенных веществ, физико-химическими и электрохимическими средствами очистки для поглощения растворенных веществ;

хранить растворители в рабочих помещениях необходимо в количестве не больше суточной нормы и в герметически закрытой таре;

вывоз отходов механической обработки материалов необходимо производить в закрытых контейнерах;

вывоз отходов химической обработки материалов необходимо производить в герметичной, нейтральной к агрессивным средам, противоударной таре;

по возможности необходимо применять способы обработки с минимальным выделением ядовитых веществ, либо вовсе без выделения таковых.

При работе с пациентом разрабатываемый аппарат для не вызывает каких-либо побочных эффектов. Кроме того, разрабатываемый прибор соответствует всем современным природоохранным требованиям.

Испарение токсичных веществ, при производстве прибора не превышает предельно допустимых значений.

Прибор имеет малую мощность излучения. Уровень радиопомех, создаваемых прибором, не превышает значений, указанных в "Общественных нормах допустимых индустриальных помех" (нормы 8-72). Благодаря современным методам утилизации переработку и уничтожение элементов конструкции прибора можно провести с минимальным ущербом для экологии.

В соответствии с выше сказанным можно сделать следующий вывод: портативный аппарат для ультразвукового исследования в процессе его производства, эксплуатации, переработки и утилизации не превышает допустимый уровень вредного воздействия на окружающую среду и полностью соответствует требованиям государственных стандартов. Этот вывод говорит о безопасности и экологичности проектируемого прибора.

## Заключение

Целью данного дипломного проекта являлась разработка прибора для измерения кровотока на основе доплеровского эффекта.

В соответствии с целью проекта бы проведен анализ литературных источников (как учебной литературы, так и периодических изданий), в ходе которого была составлена 1-ая глава диплома. В ней приведены причины необходимости измерения скорости кровотока; выявлены заболевания, которые могут быть выявлены в процессе исследования скорости кровотока. Также рассмотрена сущность эффекта Доплера. Проведен анализ методов и аппаратуры, основанных на доплеровском эффекте. Как выяснилось, в настоящее время широко применяются аппараты для измерения кровотока, основанные на эффекте Доплера. Причем существует несколько методов, применяемых в аппаратах. К тому же рассмотрены возможные типы датчиков для данных приборов.

Во второй главе дипломного проекта на основе исследованных схем существующих приборов осуществляется выбор функциональной схемы прибора, а также описание работы прибора на ее основе.

В третьей главе производиться разработка принципиально электрической схемы прибора. Для выбора элементной базы схемы производится расчет основных показателей. После этого рассчитывается надежность схемы, а также среднее время наработки прибора на отказ.

Четвертая глава дипломного проекта посвящена разработке ультразвукового датчика для прибора, в том числе и преобразователя для датчика.

Пятая глава содержит экономическое обоснование разработки нового прибора для измерения кровотока.

Шестая глава направлена на выявление опасных факторов при работе с прибором, а также на разработку мероприятий, которые снижают опасность данных факторов.

## Список литературы

1. Энергетическая допплерография - новая диагностическая технология визуализации кровотока. // В сб.: Новые диагностические технологии. Организация службы функциональной диагностики. - Москва. - 1996. - С.32 (соавт.В.П. Куликов).

2. Дуплексное сканирование сосудов с цветным картированием кровотока. // Методические рекомендации для врачей и студентов медицинских ВУЗов. Тип. АОЗТ “Диалог-Сибирь". - г. Барнаул. - 1996. - С.84 (соавт. В.П. Куликов, А.В. Могозов, А.Н. Панов, С.О. Ромашин, Н.В. Устьянцева-Бородихина, Р.В. Янаков).

3. Сравнительная информативность ЦДК и ЭДК. // Новые методы функциональной диагностики (сборник научных трудов) - Барнаул. - 1997. - С.8 (соавт. Е.В. Граф, А.В. Могозов).

4. Диагностика патологии позвоночных артерий при помощи цветного допплеровского картирования и энергетической допплерографии. // В сб.: Новые методы функциональной диагностики. - Барнаул, 1997. - С.13-14 (соавт. А.В. Могозов, Н.Г. Хорев).

5. Шарапов А.А. Построение аппаратуры обработки данных на основе ЦПОС для доплеровского индикатора скорости кровотока. Микроэлектроника и информатика - 97: Часть 1. М.: МГИЭТ (ТУ). 1997. - с.127.

6. Шарапов А.А. Применение "высокочастотных" датчиков в УЗ допплерографии. // "Электроника и информатика - 97". В 2ч. Тезисы докладов.4.1 - М.: МГИЭТ (ТУ), 1997. - с.217, информатизации - 99. Доклады международной конференции Информационные средства и технологии, 19-21 октября 1999г. В 3-х т. т. т.1, с.45 - 49.

7. .П. Хоровиц, У. Хилл. Искусство схемотехники, т 2., Москва, "Мир" 1986. (RS232)

8.Р. Кофлин, Ф. Дрискол. Оперционные усилители и линейные интегральные схемы. Москва, "Мир", 1979.

9. Киясбейли А.Ш. "Частотно временные ультразвуковые расходомеры и счетчики" Москва, "Машиностроение", 1984

10. Макс Ж., "Методы и техника обработки сигналов при физических измерениях" В 2-х томах. Пер. с франц. - М.: Мир, 1983

11. Сотсков Б.С. "Расчет надежности" Москва, "Машиностроение", 1984

13. Ультразвуковая допплеровская диагностика в клинике/ Под. Ред. Никитина Ю.М., Труханова А.И. - Иваново: Издательство МИК, 2004.496 с.: ил.

14. Методическое пособие № 3077 "В помощь дипломнику" на тему: "Безопасность и экологичность". Бакаева Т.Н. Непомнящий, Ткачев И.И., ТРТУ, 2001 г.