

ГЛАВА 2. Измерительные преобразователи артериальной пульсации крови

2.1. Общие сведения и классификация измерительных преобразователей артериальной пульсации крови

Регистрация и обработка сигнала периферической артериальной пульсации крови находит широкое применение в инструментальных системах кардиологической диагностики для мониторинга частоты сердечных сокращений, определения степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом, измерения артериального давления, исследования гемодинамических процессов в артериальном русле [8, 9, 13, 14].

Все существующие инструментальные средства регистрации артериальной пульсации крови можно разделить на две группы. Первая группа представлена сфигмографическими ИП артериальной пульсации крови; ко второй группе относятся плетизмографические ИП артериальной пульсации крови. На рисунке 2.1 представлена обобщенная классификация ИП артериальной пульсации крови.

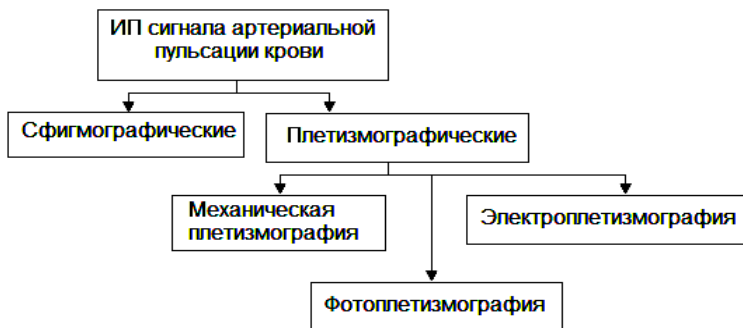


Рисунок 2.1 – Измерительные преобразователи артериальной пульсации крови

Сфигмографические измерительные преобразователи обеспечивают регистрацию и обработку сфигмограммы артериальной пульсации крови. Артериальная сфигмограмма отражает колебания стенки артерии, связанные с изменениями давления в сосуде

на протяжении каждого сердечного цикла. Сфигмограммы артериальной пульсации крови регистрируют с помощью специальных датчиков, преобразующих механические колебания в электрические. Датчики устанавливают на участках тела с отчетливо выраженной пульсацией артерий – на сонной, подключичной, бедренной и лучевой артериях. В качестве чувствительного элемента используются самые различные преобразователи механических перемещений: индуктивные, емкостные, транзисторные, пьезоэлектрические и другие [8, 13]. Современные преобразователи механической энергии колебаний стенки артериального сосуда практически безынерционны и обладают хорошей линейной характеристикой в достаточно широком диапазоне.

Сфигмографические ИП артериальной пульсации крови включают датчик давления, преобразователь сигнала датчика, усилитель сигнала, блок обработки сигнала (рисунок 2.2).

Недостатки сфигмографических ИП артериальной пульсации крови обусловлены крутой зависимостью величины выходного сигнала первичного преобразователя от взаимного расположения пульсирующего сосуда и чувствительного элемента [8]. Другими словами, на величину сигнала сильно влияют такие факторы как точка приложения датчика, степень прижатия, глубина залегания артериального сосуда.



Рисунок 2.2 – Обобщенная структурная схема сфигмографического ИП артериальной пульсации крови

Плетизмографические ИП артериальной пульсации крови обеспечивают регистрацию и обработку биосигнала пульсового кровенаполнения участка тела или сосуда. В настоящее время плетизмографические ИП артериальной пульсации крови подразделяют в зависимости от способа преобразования сигнала артери-

альной пульсации крови на механические, электроимпедансные и фотометрические ИП.

В механических плетизмографических ИП артериальной пульсации крови изменения объема артериального сосуда воспринимаются заключенной в ограниченном объеме средой (воздух или вода) непосредственно или через различного рода разделительные пленки. В состав такого рода ИП входит приемник колебания, состоящий из чувствительного элемента, воспринимающего колебания исследуемого участка, преобразователь зарегистрированного колебания в электрическую энергию, усилитель информационного сигнала, блок обработки сигнала (рисунок 2.3).

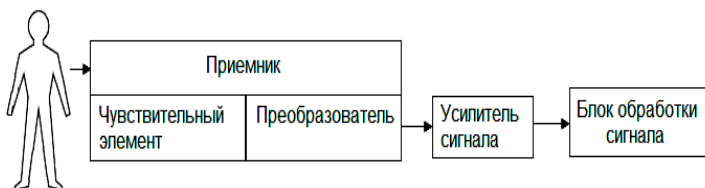


Рисунок 2.3 – Обобщенная структурная схема механического ИП артериальной пульсации крови

Механические ИП артериальной пульсации крови, использующие для передачи артериальных колебаний водную среду, в настоящее время практически не используются. К очевидным недостаткам такого рода ИП относится их громоздкость, повышенная инерционность, низкая чувствительность и низкая точность измерения [8].

Пневмомеханические ИП артериальной пульсации крови лишены многих принципиальных недостатков водонаполненных плетизмографических систем. В силу того что воздух имеет низкий коэффициент трения и малую массу, это позволяет использовать относительно простые конструкции с минимальными затратами энергии на передачу сигнала при более высокой чувствительности и точности, чем водные механические плетизмографы [8, 9].

В качестве преобразователей сигнала в пневмомеханических плетизмографических ИП используются капсула Маррея, преобра-

зующие пульсации столба воздуха в движения легкого пера, капсула Франка, преобразующая колебания в оптический сигнал, а также различные индукционные, емкостные, пьезокристаллические и пьезокерамические преобразователи давления воздуха в электрический сигнал [8, 10].

Недостатками пневмомеханических плетизмографических ИП является необходимость существенной герметизации, что приводит к увеличению габаритов, а также зависимость полученных показателей от температуры окружающей среды.

Одной из разновидностей ИП механической плетизмографии является ИП на основе окклюзионной плетизмографии, представляющей собой метод регистрации прироста объема части тела после создания его венозной окклюзии, нарушающей венозный отток из органа.

Исследуемая часть тела (чаще всего палец) герметизируется в специально подобранном сосуде – рецепторе. Среда, окружающая эту часть тела (воздух или вода) и передающая изменения объема органа через систему датчиков и усиления, связана с регистрирующим устройством. Проксимальнее исследуемой части тела, например на плечо, накладывают манжету для измерения артериального давления. Вначале регистрируют исходную плетизмограмму, на которой видны колебания объема, связанные с пульсовым кровенаполнением органа. После этого в манжете создают давление 20 мм рт. ст. и вновь записывают плетизмограмму. На фоне венозной окклюзии происходит увеличение объема исследуемой части тела, поскольку сохраняется артериальный приток крови.

Скорость окклюзионного прироста объема отражает объемную скорость кровотока в пальце. Величина и скорость окклюзионного прироста объема прежде всего зависит от тонуса артериальных сосудов: чем ниже их тонус, тем большим оказывается прирост объема. Применение различных функциональных проб дает возможность дифференцировать функциональные и органические изменения тонуса артериальных сосудов [10].

В современной клинической практике механические ИП артериальной пульсации крови в силу невысокой точности измерений, низкой технологичности находят крайне редкое применение.

Электроплетизмографические ИП артериальной пульсации крови основаны на методе реографии. **Реография** представляет собой метод исследования функции сердечно-сосудистой системы путем регистрации колебаний импеданса, связанных с изменениями кровенаполнения исследуемых участков тела. Метод основан на том, что при пропускании через участок тела переменного тока (с частотой 16—300 кГц), роль проводника тока выполняют жидкие среды организма, прежде всего кровь в крупных сосудах; это даёт возможность судить о состоянии кровообращения в определённой области тела или органе (например, конечности, мозге, сердце, печени, лёгких). На кровенаполнение влияют тонус сосудов и общее количество крови, поэтому реография даёт косвенное представление о периферическом сопротивлении току крови в сосудах и об объёме циркулирующей крови.

В основе метода лежит пропорциональная зависимость, установленная А.А. Кедровым, между изменениями импеданса (ΔZ) по отношению к его исходной величине (Z) и приростом объема (ΔV) по отношению к исходному объёму (V) исследуемой части тела за счет ее кровенаполнения [8, 15]:

$$\frac{\Delta V}{V} = -\frac{\Delta Z}{Z}$$

Хотя известно, что на величину Z влияют колебания не только объема, но и скорости потока крови, принято считать, что регистрируемая кривая изменений импеданса за каждый сердечный цикл (реограмма) соответствует в основном кривой объемного пульса, интерпретация которой возможна на основе теоретических принципов механической плетизмографии и сфигмографии [8].

Электроплетизмографические ИП артериальной пульсации крови включают в себя высокочастотный генератор тока, измерительный каскад, усилитель сигнала, блок обработки сигнала (рисунок 2.4).

В электроплетизмографических ИП регистрируют колебания импеданса с помощью вводимой извне электрической энергии. В силу того, что эти колебания имеют малое значение от общего сопротивления ткани (порядка 0,5 – 1 %), используют переменные электрические токи высокой частоты (порядка 50 – 500 кГц). Для получения приемлемой чувствительности амплитуду переменного тока, пропускаемого через биоткань, выбирают на уровне 2 мА [4].

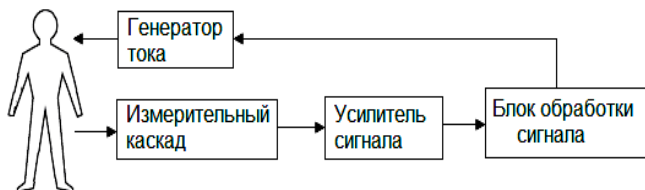


Рисунок 2.4 – Обобщенная структурная схема электроплетизмографического ИП артериальной пульсации крови

Принципиальным недостатком электроплетизмографических ИП артериальной пульсации крови являются сложные количественные взаимоотношения между данными электрических величин и данными об объеме крови в исследуемом участке тела [8]. Сложности в интерпретации получаемых результатов также определяются зависимостью регистрируемых сигналов от размеров электродов, их взаимного положения и используемой измерительной схемой.

Фотоплетизмографические ИП артериальной пульсации крови основаны на методе фотометрии. В основу фотометрических методов положена способность биологической ткани изменять степень поглощения или отражения светового потока, проходящего сквозь нее [2, 16]. В соответствии с законом Бугера-Ламберта-Бера поглощение света в объекте с однородными оптическими свойствами зависит от толщины слоя, через который это излучение проходит:

$$I = I_0 \cdot e^{-a\lambda l}$$

где: I – интенсивность светового потока, прошедшего через ткань, I_0 – интенсивность светового потока, падающего на ткань, a_λ – коэффициент светопоглощения, зависящий от длины волны излучения

ния и оптических свойств ткани, l – толщина ткани, поглощающей свет.

Если световой поток пропускать через биологическую ткань, содержащую артериальные сосуды и оценивать значение светового потока, прошедшего через нее, то поглощение светового излучения или абсорбция будет зависеть от толщины биоткани, ее внутренней структуры, размеров кровеносных сосудов и спектрального состава источника света.

Фотоплетизмографические ИП артериальной пульсации крови включают в себя источник излучения, фотоприемник, формирователь сигнала, усилитель сигнала, блок обработки сигнала (рисунок 2.5).

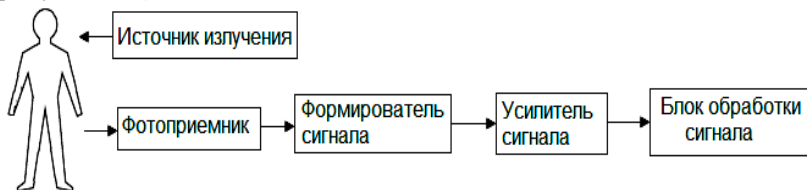


Рисунок 2.5 – Обобщенная структурная схема фотоплетизмографического ИП артериальной пульсации крови

В фотоплетизмографических ИП артериальной пульсации крови участок ткани, в которой исследуется артериальная пульсация кровотока, например, палец руки (рисунок 2.6), располагают на пути луча света между источником излучения и фотоприемником.

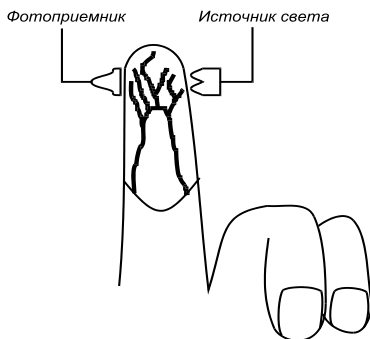


Рисунок 2.6 – Регистрация пальцевой фотоплетизмограммы

Зависимость поглощения света от времени имеет две составляющие (рисунок 2.7): пульсирующую компоненту, обусловленную изменением объема артериальной крови при каждом сердечном сокращении и "постоянную" компоненту, определяемую долей света, поглощаемой в измеряемом пульсовом цикле во время диастолы, и оптическими характеристиками венозной и капиллярной крови, костей, кожи и других тканей исследуемого участка [2, 17].

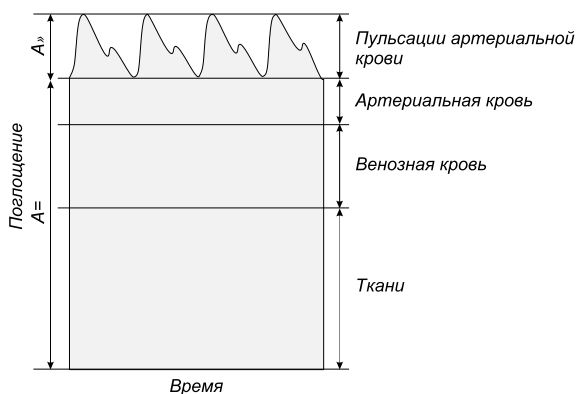


Рисунок 2.7 – Компоненты поглощения света

Регистрация и выделение пульсирующей составляющей сигнала, характеризующей изменение размеров артериальных сосудов с каждым сердечным циклом, позволяет исследовать эластические свойства кровеносных сосудов. Регистрируемые сигналы периферической артериальной пульсации или фотоплетизмограммы (ФПГ) периферического пульса приведены на рисунке 2.8.

Каждый фрагмент ФПГ сигнала представляет собой периферическую пульсовую волны. Максимум этой волны соответствует моменту максимального кровенаполнения сосуда – систоле, а минимум – диастоле. Амплитуда регистрируемых колебаний зависит от разности давления в сосудах при систоле и диастоле.

Фотоплетизмографический метод неинвазивной регистрации биосигналов периферической пульсовой волны находит широкое применение в инструментальной диагностике, и в частотности, является единственным среди всех ИП артериальной пульса-

ции крови который находит применение для мониторинга степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом [16, 17].

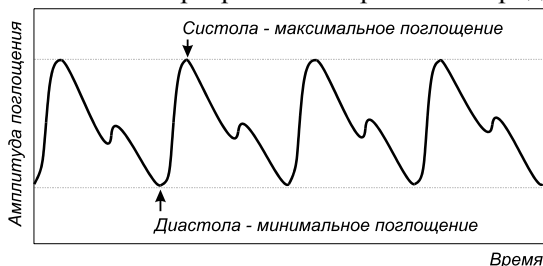


Рисунок 2.8 – Фотоплетизмограмма периферической артериальной пульсации крови

В современной клинической практике в составе диагностических систем мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы наибольшее применение находят фотоплетизмографические ИП и сфигмографические ИП артериальной пульсации крови [16, 17]. Данные виды ИП артериальной пульсации крови будут подробно рассмотрены в следующем разделе.

2.2. Фотоплетизмографические измерительные преобразователи артериальной пульсации крови

Рассмотрим более подробно особенности построения фотометрических ИП сигнала артериальной пульсации крови.

Технические параметры и метрологические характеристики используемых при регистрации сигнала артериальной пульсации крови источников излучения и фотоприемников были определены на основе анализа спектров поглощения света основными компонентами биологической ткани [2, 17, 18, 19]. Выбор длины волны источника излучения обусловлен глубиной проникновения оптического излучения в биологическую ткань.

Известно, что ультрафиолетовое излучение (10 – 380 нм), а также видимый свет в синем и фиолетовом диапазонах (380 – 485 нм) сильно поглощается поверхностными тканями, особенно, пигментным веществом кожи – меланином [18, 19]. Инфракрасное излучение в длинноволновом (50 – 2000 мкм) диапазоне почти

полностью поглощается верхними слоями кожи и оказывает местный тепловой эффект [19].

Оптимальным диапазоном излучения в задачах регистрации сигнала артериальной пульсации крови является диапазон видимого и ближнего инфракрасного света. На рисунке 2.9 приведен спектр поглощения света венозной и артериальной кровью в диапазоне видимого и ближнего инфракрасного света. Анализ приведенных кривых спектра поглощения позволяет сделать вывод о том, что наибольшее поглощения света артериальной кровью происходит в диапазоне 600 – 700 нм, что представляет собой красный диапазон видимого спектра (625 – 740 нм) [16, 17].

В настоящее время в качестве излучателя света в системах регистрации сигнала артериальной пульсации крови широкое использование получили полупроводниковые светодиоды с основным спектром излучения в видимом красном диапазоне [2, 4, 17].

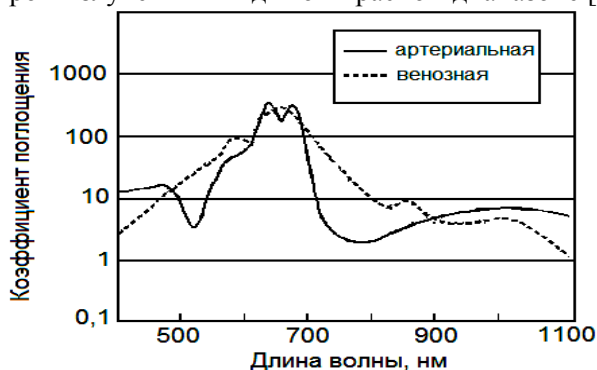


Рисунок 2.9 – Спектр поглощения крови в видимом и ближнем инфракрасном диапазонах

В силу достаточно высокой крутизны спектральной характеристики абсорбции света артериальной кровью в качестве излучателей необходимо использовать полупроводниковые светодиоды, имеющие очень малый разброс длин волн излучения. Большинство современных светодиодов, используемых в фотоплетизмографических датчиках, имеют длину волны излучения 660 ± 5 нм.

Современные полупроводниковые светодиоды имеют такие очевидные преимущества как высокий КПД, малая инерционность, длительный срок службы, отсутствие вредного для организма излучения, невысокая стоимость. Для изготовления светодиодов красного диапазона используются GaAsP, GaP и GaAlAs [17].

В качестве фотоприемника в фотоплетизмографических датчиках используется широкополосный кремниевый диод, обладающий высокой чувствительностью в области красного диапазона излучения, быстродействием и низким уровнем шумов [2, 17].

Развитие измерительных средств регистрации сигнала артериальной пульсации крови определило ряд технических требований к используемым фотометрическим датчикам. В настоящее время применяется два типа датчиков: рефлектометрические, регистрирующие отраженный световой поток от исследуемого участка ткани и трансмиссионные, основанные на регистрации светового излучения, прошедшего сквозь биологическую ткань [17].

С метрологической точки зрения рефлектометрические методы выглядят несколько хуже, чем абсорбционные. Это обусловлено тем, что параметры отраженного сигнала дополнительно зависят от формы частиц, от которых отражается свет, от глубины расположения этих частиц и от взаимного расположения источника света и фотоприемника [4]. Рефлектометрические датчики целесообразно использовать при измерениях на поверхностях, имеющих большую толщину, когда невозможно использовать трансмиссионные датчики [2, 16].

В настоящее время трансмиссионные датчики наиболее часто применяются в системах регистрации сигнала артериальной пульсации крови. Конструктивно такие датчики выполнены так, что излучатели и фотоприемник располагаются на поверхности тела человека таким образом, чтобы на фотоприемник поступал свет излучателей, ослабленный участком живой ткани. Чаще всего датчик надевается на кончик пальца, закрепляется на мочке уха,

переносице; у детей датчик часто закрепляется на стопе в области большого пальца или пятки (рисунок 2.10).

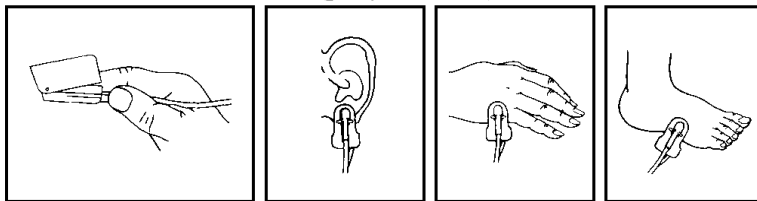


Рисунок 2.10 – Способы закрепление трансмиссионных датчиков на теле пациента

Параметры фотоплетизмографических измерительных преобразователей сигнала артериальной пульсации крови, такие как, число каналов, характеристики усилительного тракта и блока формирования сигнала определяются функциональным назначением диагностической системы мониторинга.

По количеству каналов ИП сигнала артериальной пульсации крови можно разделить на одноканальные и многоканальные системы. Многоканальные системы могут использоваться для реализации методики измерения скорости распространения пульсовых волн. Для этого фотоплетизмографические датчики располагаются на различных участках тела, например один датчик устанавливается на пальце ноги, а второй – на пальце руки [16].

По типу питания источника излучения ИП сигнала артериальной пульсации крови можно разделить на системы, использующие постоянный ток и системы, использующие переменный ток. Использование переменного тока для питания светоизлучающего элемента способствует уменьшению фоновых засветок фотоприемника, но при этом усложняет схемотехническую реализацию блока формирования сигнала. В системах с переменным питанием источника излучения в состав блока формирования сигнала обязательно входит демодулятор, выделяющий огибающую амплитудно-модулированного сигнала [2]. Демодулятор может быть построен как на основе принципов амплитудного детектирования, так и синхронного детектирования. Использование методов синхронного детектирования при выделении огибающей сигнала ар-

териальной пульсации крови позволяет существенно улучшить соотношение сигнал/шум [20].

Фотометрический ИП сигнала артериальной пульсации крови обязательно содержит фильтр верхних частот (ФВЧ), необходимый для выделения переменного сигнала артериальной пульсации крови на фоне постоянной составляющей [16, 17, 21].

Регистрация сигнала артериальной пульсации крови с помощью фотоплетизмографического датчика сопровождается наличием помех различной природы. Основные помехи, влияющие на точность измерения показателей сердечного ритма, имеют электрическую, оптическую и физиологическую природу возникновения [2, 17].

Помехи электрической природы возникают в усилительном тракте ИП сигнала артериальной пульсации крови в результате влияния внешних электромагнитных полей, создаваемых главным образом, электрической сетью питания. Для подавления помех такого рода наиболее целесообразно использовать методы цифровой фильтрации. Частотная фильтрация возможна, благодаря тому, что основная спектральная мощность сигналов артериальной пульсации крови сосредоточена в полосе частот до 15 Гц [2, 17]. В качестве цифрового фильтра нижних частот для обработки биосигналов наиболее целесообразно использовать фильтр Баттерворта, к преимуществам которого можно отнести максимально плоскую частотную характеристику в полосе пропускания и невысокие требования к вычислительной мощности, что позволяет разработать фильтр высокого порядка, что в свою очередь обеспечивает достаточную крутизну спектральной характеристики [3, 22].

Наличие оптических помех, вызванных попаданием света от других источников на широкополосный фотоприемник, приводит к искажениям полезного сигнала. Ослабление оптических помех осуществляется как с помощью оптического экранирования: особое конструктивное построение датчика, так и с использованием специальных аппаратных средств при проектировании аналогового канала регистрации биосигнала. В частности, используется вы-

сокочастотная коммутации светодиода (частота следования импульсов порядка 1 кГц) и синхронное детектирование информационного сигнала, что позволяет уменьшить действие фоновых засветок и увеличить соотношение сигнал/шум. При проектировании аналогового тракта обработки биосигнала отдается предпочтение усилителям, имеющим высокую степень линейности в широком динамическом диапазоне входных сигналов [2, 4, 17].

Помехи физиологического происхождения, присутствующие при регистрации сигнала артериальной пульсации крови, можно разделить на две группы: артефакты, обусловленные движениями пациента и помехи, созданные дыханием пациента [2, 17].

Дыхательные тренды, присутствующие в сигнале артериальной пульсации крови, искажают изолинию и форму биосигнала, что может приводить к погрешностям в определении диагностических показателей. Одним из способов подавления дыхательных помех является применение цифровой фильтрации с помощью фильтров верхних частот с частотой среза, не превышающей 0,5 Гц, что обеспечивает минимальные искажения биосигнала [21, 23].

Двигательные артефакты, обусловленные движениями обследуемого человека при регистрации биосигнала, носят случайный характер и приводят к наибольшим искажениям сигнала артериальной пульсации крови. Обработка сигнала артериальной пульсации крови на фоне присутствия двигательных артефактов сталкивается с рядом трудностей, заключающихся в том, что природа появления двигательных артефактов имеет случайный характер, а их частотные компоненты перекрываются с основной полосой частот сигнала артериальной пульсации крови [4, 17]. Одним из возможных способов уменьшения влияния двигательных артефактов является использование устойчивых алгоритмов обработки, в том числе основанных на применении методов корреляционной обработки [2], использование адаптивного подавления шумов [24], фильтрация биосигнала на основе кратномасштабных вейвлет-преобразований [25].

Задачу обработки сигнала артериальной пульсации крови осложняет большой разброс в амплитуде биосигнала, который присутствует как между различными обследуемыми, что обусловлено индивидуальными особенностями оптических свойств биологических тканей, так и для одного и того же обследуемого в различные моменты времени, что объясняется различным сосудистым тонусом и функциональным состоянием человека [17].

Широкий динамический диапазон амплитудных значений сигнала артериальной пульсации крови обуславливает необходимость автоматической регулировки коэффициента передачи усилительного тракта фотометрического ИП сигнала артериальной пульсации крови [2, 4].

Основной характеристикой ИП является функция преобразования, описывающая функциональную зависимость выходной величины от измеряемой величины. Для фотометрического ИП сигнала артериальной пульсации крови, выходной величиной является информационный сигнал – изменение фототока от времени на выходе фотодиода, измеряемой величиной является изменение давления крови в исследуемом участке артериального сосуда.

Фотометрический способ регистрации сигнала артериальной пульсации крови основан на изменении степени поглощения светового потока пульсирующим артериальным сосудом. В соответствии с законом Бугера-Ламберта-Бера поглощение света будет зависеть от толщины биологической ткани, длины волны света и оптических свойств тканей, через которые это излучение проходит:

$$I = I_0 \cdot e^{-a_\lambda l}$$

где: I – интенсивность светового потока, прошедшего через ткань, I_0 – интенсивность светового потока, падающего на ткань, a_λ – коэффициент светопоглощения, зависящий от длины волны излучения и оптических свойств ткани, l – толщина ткани, поглощающей свет.

Толщину биологической ткани, содержащей пульсирующий артериальный сосуд, можно представить в виде:

$$l = d_{\approx} + \Delta d_{\approx} + l_{=}$$

где: d_{\approx} – исходный диаметр пульсирующего артериального сосуда, Δd_{\approx} – изменение диаметра пульсирующего артериального сосуда, $l_{=}$ – толщина неппульсирующих компонентов биологической ткани, содержащей пульсирующий артериальный сосуд.

Изменение диаметра пульсирующего артериального сосуда во времени будет определяться возникновением временных колебаний пульсаций давления и определяться выражением:

$$\Delta d_{\approx}(t) = \frac{3}{2} \cdot v \cdot \frac{d_{\approx}^2}{h} \cdot \frac{P(t)}{\xi}$$

где: v – коэффициент Пуассона, h – толщина стенки пульсирующего сосуда, $P(t)$ – изменение артериального давления крови во времени, ξ – значение модуля Юнга стенки артериального сосуда. Изменение пульсаций давления во времени определяется выражением.

Световой поток, прошедший через ткань, несет информацию о поглощении света как пульсирующими, так и неппульсирующими компонентами ткани. Фотодиод преобразует падающий на него световой поток в величину фототока (i_{ϕ}), согласно выражению:

$$i_{\phi} = S_{\lambda} \cdot \Phi$$

где S_{λ} – спектральная чувствительность фотодиода, зависящая от длины падающего на него излучения, Φ – величина светового потока, падающего на фотодиод, определяемая как:

$$\Phi = I \cdot \Omega$$

где: Ω – площадь рассеяния света, определяемая областью контакта фотоплетизмографического датчика и участка биологической ткани.

Интенсивность падающего светового потока (I_0), создаваемого светодиодом, зависит от электрических параметров светодиода и площади участка рассеяния света (Ω):

$$I_0 = \frac{\beta \cdot U_{cd} \cdot I_{cd}}{\Omega}$$

где β – световая отдача светодиода, U_{cd} – прямое падение напряжение на светодиоде, I_{cd} – ток питания светодиода.

В результате можем записать функцию преобразования фотометрического ИП сигнала артериальной пульсации крови в следующем виде:

$$i_{\phi}(t) = i_{\phi 0} + S_{\lambda} \cdot \beta \cdot U_{cd} \cdot I_{cd} \cdot e^{-a_{\lambda} \cdot \left(\frac{3}{2} \cdot v \cdot \frac{d_{\approx}^2}{h} \cdot \frac{P(t)}{\xi} + d_{\approx} + l_{\approx} \right)}$$

где: $i_{\phi 0}$ – темновой ток фотодиода.

Анализ полученной зависимости показывает, что величина результирующего фототока определяется суммой переменной компоненты, обусловленной артериальной пульсацией крови, и постоянной компонентой, не зависящей от пульсаций крови на участке артериального сосуда.

На рисунке 2.11 приведен один из возможных вариантов структурного построения фотоплетизмографического ИП артериальной пульсации крови. На рисунке 2.11: УТ – усилитель тока; СИД – светоизлучающий диод; ФД – фотодиод; ПТН – преобразователь тока в напряжение; УПН 1, УПН 2 – регулируемые усилители переменного напряжения; СД – синхронный детектор; ФВЧ – фильтр верхних частот; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер; ПК – персональный компьютер.

Излучатель пальцевого датчика измерительного преобразователя содержит инфракрасный светодиод (СИД), питаемый импульсами тока, которые формируются в микроконтроллере (МК) и усиливаются усилителем тока (УТ). Прошедшее сквозь биологические ткани пальца излучение поступает на фотоприемник датчика (ФД). Полученный фототок преобразуется в напряжение с помощью преобразователя ток – напряжение (ПТН) и усиливается регулируемым усилителем переменного напряжения (УПН 1), коэффициент усиления которого программно устанавливается МК.

Основное назначение УПН 1 заключается в согласовании динамического диапазона аналогового тракта обработки сигнала с динамическим диапазоном фототока, который, в свою очередь,

определяется индивидуальными особенностями оптических свойств тканей пациента. Усиленный импульсный сигнал поступает на синхронный демодулятор (СД), где происходит выделение напряжения, пропорционального сигналу артериальной пульсации. ФВЧ устраняет постоянную составляющую сигнала артериальной пульсации.

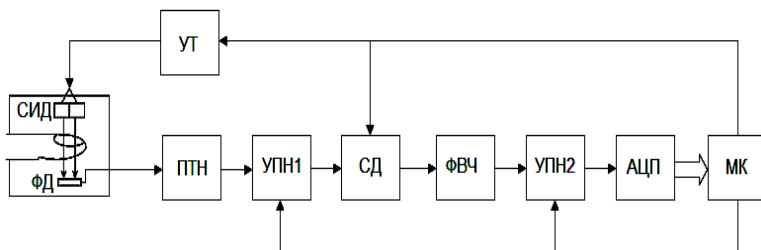


Рисунок 2.11 – Структурная схема фотоплетизмографического ИП артериальной пульсации крови

Переменное напряжение с выхода ФВЧ, пропорциональное коэффициенту пропускания биологических тканей, поступает на УПН 2, который обеспечивает согласование с динамическим диапазоном аналого-цифрового преобразователя (АЦП), и далее поступает на АЦП. После преобразования в цифровую форму сигнал с выхода АЦП поступает в оперативную память МК. МК может дополнительно обеспечивать цифровую фильтрацию биосигналов или первичную обработку биосигналов под управлением имплементированного программного обеспечения.

2.3 Сфигмографический измерительный преобразователь артериальной пульсации крови

2.3.1. Сфигмографический метод регистрации артериальной пульсации крови

Различают два основных варианта реализации сфигмографического метода регистрации сигнала артериальной пульсации крови: метод аппланационной сфигмографии и метод компрессионной (объемной) сфигмографии.

Основу метода аппланационной сфигмографии составляет регистрация сигнала артериальной пульсации крови в виде пульсовой волны давления с области проекции периферической артерии, чаще всего лучевой артерии, при этом датчик давления располагается на запястье обследуемого (рисунок 2.12).



Рисунок 2.12 – Регистрация сигнала артериальной пульсации крови с помощью метода аппланационной сфигмографии

Реализация метода аппланационной сфигмографии заключается в частичном сдавливании (аппланации) поверхностно залегающей лучевой артерии на запястье с одновременной регистрацией при помощи пьезорезистивного датчика давления пульсовой волны. При этом конструктивно датчик давления выполнен в виде щупа, которым сдавливают лучевую артерию [8, 9].

Недостатки метода аппланационной сфигмографии заключаются в сложности позиционирования датчика над местом проекции артерии, а также в необходимости дозирования усилий по сдавливанию артерии.

Одним из наиболее существенных недостатков данного метода является необходимость оказания на конечность внешнего давления для увеличения амплитуды полезного сигнала. Кроме того, для правильного выполнения диагностических тестов требуется поддержания внешнего давления на постоянном уровне, так как непостоянство внешнего давления на мягкие ткани, приводит к изменению масштабирующего коэффициента преобразования

пульсовой волны в измерительный сигнал. Сложность регистрации сигнала артериальной пульсации крови с помощью метода аппланационной сфигмографии сильно ограничивают его применение в клинической практике.

Наиболее распространенным и клинически эффективным методом регистрации сигнала артериальной пульсации крови с помощью сфигмографических измерительных преобразователей является использование пневматической манжеты в качестве воспринимающего элемента изменений колебаний объема артериального сосуда (данную методику часто называют объемной или компрессионной сфигмографией) [8]. Практическая реализация метода компрессионной сфигмографии заключается в наложении на сегмент конечности, как правило, на плечо, пневматической манжеты, связанной с измерительным преобразователем (рисунок 2.13).

В пневмосистему закачивается воздух, что вызывает постепенное повышение давления в манжете; датчик давления регистрирует колебания артерии. Первое скачкообразное изменение амплитуды осцилляций возникает в тот момент, когда давление воздуха в манжете начинает превышать минимальное (диастолическое) артериальное давление. По мере нарастания давления в манжете осцилляции увеличиваются и достигают наибольшей амплитуды при величине давления в манжете, равного среднему артериальному давлению. При дальнейшем сдавливании сосудов величина пульсаций артерии, передаваемых манжете, постепенно снижается до стабилизации минимальной амплитуды, обусловленной ударом струи крови в манжету.

Взаимодействие давлений в артериальном сосуде и в манжете приводит к формированию объемной компрессионной осциллограммы артериальной пульсации крови. Амплитуда пульсовых волн представляет собой величину приращения объема лоцируемого магистрального артериального сосуда, находящегося под манжетой. Измерительная система, состоящая из манжеты и первичного преобразователя – датчика давления, позволяет регистрировать практически неискаженные объемные сигналы пульсовых

волн, амплитуда пульсовой волны пропорциональна изменяющемуся под действием внешнего давления в манжете просвету магистрального артериального сосуда.

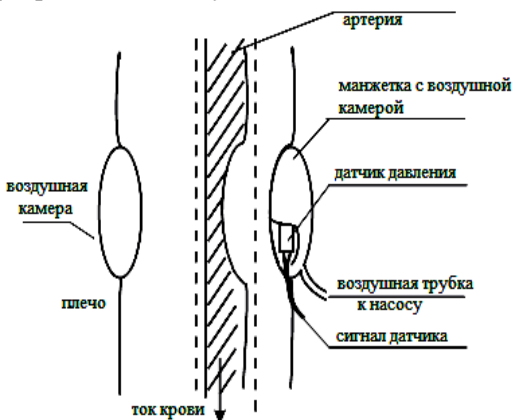


Рисунок 2.13 – Регистрация сигнала артериальной пульсации крови с помощью метода компрессионной сфигмографии

В замкнутой пневматической системе измерительная манжета является элементом, преобразующим изменяющийся объем конечности в сигналы давления, регистрируемые с помощью датчика давления. В свою очередь объем исследуемого артериального сосуда определяется следующим образом:

$$V=L \cdot S,$$

где: L – длина отрезка артериального сосуда, находящегося под манжетой, S – площадь просвета исследуемого артериального сосуда.

Учитывая, что длина артериального сосуда под манжетой остается постоянной, амплитуда пульсовой волны будет пропорциональна изменяющейся площади просвета исследуемого артериального сосуда за полный цикл сердечного сокращения.

Пневматическая манжета не искажает форму пульсовой кривой, и на вход первичного преобразователя давления поступает сигнал, который по всей полосе частотного спектра повторяет динамический измеряемый объем пульсирующих артерий [8].

Применение метода компрессионной сфигмографии и построение на его основе ИП сигнала артериальной пульсации крови является клинически эффективным подходом, находящим широкое применение в системах кардиологической диагностики. Основным элементом сфигмографических ИП сигнала артериальной пульсации крови является чувствительный элемент или первичный преобразователь измеряемого сигнала – датчик давления, классификация которых будет рассмотрена в следующем подразделе.

2.3.2. Датчики давления

Датчик – это устройство, которое под воздействием измеряемой физической величины формирует на выходе эквивалентный сигнал, чаще всего электрической природы, являющийся функцией измеряемой величины. Датчик, физические параметры которого изменяются в зависимости от давления измеряемой среды, является датчиком давления. В датчиках давление измеряемой среды преобразуется в унифицированный пневматический, электрический сигналы или цифровый код [26].

Датчик давления состоит из первичного преобразователя давления, в составе которого чувствительный элемент – приемник давления, схемы вторичной обработки сигнала, различных по конструкции корпусных деталей, в том числе для герметичного соединения датчика с объектом и защиты от внешних воздействий и устройства вывода информационного сигнала. Параметры датчиков давления зависят от принципа преобразования давления в электрический сигнал: тензометрический, пьезорезистивный, емкостной, индуктивный, резонансный, ионизационный, пьезоэлектрический и другие.

Тензометрический метод

Чувствительные элементы датчиков базируются на принципе изменения электрического сопротивления при деформации тензорезисторов, приклеенных к упругому элементу, который деформируется под действием давления.

Пьезорезистивный метод

Данный метод основан на интегральных чувствительных элементах из монокристаллического кремния. Кремниевые преобразователи имеют высокую чувствительность благодаря изменению удельного объемного сопротивления полупроводника при деформировании давлением. Для измерения давления чистых неагрессивных сред, в том числе в системах медицинской диагностики, применяются, так называемые, Low cost решения, основанные на использовании чувствительных элементов либо без защиты, либо с защитой силиконовым гелем.

Ёмкостной метод

Ёмкостные преобразователи используют метод изменения ёмкости конденсатора при изменении расстояния между обкладками. Известны керамические или кремниевые ёмкостные первичные преобразователи давления и преобразователи, выполненные с использованием упругой металлической мембраны. При изменении давления мембрана с электродом деформируется и происходит изменение ёмкости. В элементе из керамики или кремния пространство между обкладками обычно заполнено маслом или другой органической жидкостью. Недостаток – нелинейная зависимость ёмкости от приложенного давления.

Резонансный метод

В основе метода лежит изменение резонансной частоты колеблющегося упругого элемента при деформировании его силой или давлением. Это и объясняет высокую стабильность датчиков и высокие выходные характеристики прибора. К недостаткам можно отнести индивидуальную характеристику преобразования давления, значительное время отклика.

Индуктивный метод

Основан на регистрации вихревых токов (токов Фуко). Чувствительный элемент состоит из двух катушек, изолированных

между собой металлическим экраном. Преобразователь измеряет смещение мембраны при отсутствии механического контакта. В катушках генерируется электрический сигнал переменного тока таким образом, что заряд и разряд катушек происходит через одинаковые промежутки времени. При отклонении мембраны создается ток в фиксированной основной катушке, что приводит к изменению индуктивности системы. Смещение характеристик основной катушки дает возможность преобразовать давление в стандартизованный сигнал, по своим параметрам прямо пропорциональный приложенному давлению.

Ионизационный метод

В основе лежит принцип регистрации потока ионизированных частиц. Аналогом являются ламповые диоды. Лампа оснащена двумя электродами: катодом и анодом, а также нагревателем. В некоторых лампах нагреватель отсутствует, что связано с использованием более совершенных материалов для электродов. Преимуществом таких ламп является возможность регистрировать низкое давление – вплоть до глубокого вакуума с высокой точностью. Однако, следует строго учитывать, что подобные приборы нельзя эксплуатировать, если давление в камере близко к атмосферному. Поэтому подобные преобразователи необходимо сочетать с другими датчиками давления, например, емкостными. Зависимость сигнала от давления является логарифмической.

Пьезоэлектрический метод

В основе лежит прямой пьезоэлектрический эффект, при котором пьезоэлемент генерирует электрический сигнал, пропорциональный действующей на него силе или давлению. Пьезоэлектрические датчики используются для измерения быстроменяющихся акустических и импульсных давлений, обладают широкими динамическими и частотными диапазонами, имеют малую массу и габариты, высокую надежность и могут использоваться в жестких условиях эксплуатации.

Все виды датчиков давления можно разделить на две группы: активные и пассивные. Активные датчики давления обеспечивают на выходе изменяющийся электрический сигнал в виде электрического заряда, напряжения или тока, пассивные датчики давления изменяют свои электрические свойства (сопротивление, индуктивность, емкость) при изменении измеряемого давления. Различия в характере выходного сигнала предопределяются схемами включения датчиков: активные датчики непосредственно являются источником электрического сигнала, в то время как пассивные датчики для его формирования требуют дополнительно подключения внешнего источника напряжения или тока.

Изменения сопротивления пассивного датчика, связанные с изменениями измеряемого давления, могут быть преобразованы в электрический сигнал путем включения датчика давления в измерительную схему с источником напряжения или тока. При этом измерительная схема характеризуется собственным сопротивлением, а измеряемая величина преобразуется либо в напряжение (потенциометрические и мостовые схемы), либо в изменение частоты (генераторные схемы) выходного электрического сигнала [26].

Принцип построения генераторных схем включения пассивных датчиков основывается на изменении выходной частоты генератора при влиянии измеряемой величины на датчик, включенный в схему регулирования выходной частоты генератора. Полезная информация, содержащаяся в этом случае в изменении частоты импульсов, легко обрабатывается и отличается высокой помехоустойчивостью.

Потенциометрическая схема включения пассивного датчика с номинальным сопротивлением R_c приведена на рисунке 2.14. Основным недостатком потенциометрической схемы включения датчиков является высокая чувствительность к паразитным шумам и помехам, зависимость чувствительности от дрейфа напряжения питания e_s .

Мостовая схема включения пассивного датчика обладает намного большей точностью измерений, и характеризуется мень-

шей чувствительностью к шумам и флуктуациям, по сравнению с потенциометрической схемой. Кроме того, использование мостовой схемы включения позволяет исключить постоянную составляющую в измеряемом сигнале, не содержащую полезной информации, снижая требования к диапазону чувствительности измерительного средства [26].

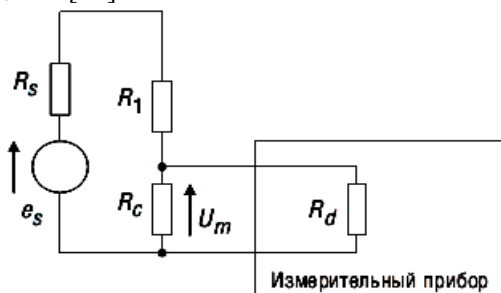


Рисунок 2.14 – Потенциометрическая схема включения пассивного датчика

На рисунке 2.15 приведена мостовая схема включения пассивного датчика с номинальным сопротивлением R_c .

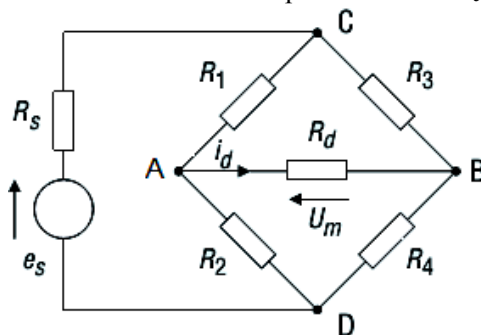


Рисунок 2.15 – Мостовая схема включения пассивного датчика

Большинство современных датчиков давления выполняется в интегральном исполнении, обладают высокой чувствительностью и линейностью частотной характеристики в диапазоне измеряемых давлений.

Проведенный анализ технических характеристик основных типов датчиков давления показал, что наиболее эффективными для

применения в системах медицинского назначения, в частности, для неинвазивной регистрации артериальной пульсации крови, являются пьезорезистивные датчики, к преимуществам которых можно отнести высокую чувствительность, малую инерционность, линейность частотной характеристики в физиологическом диапазоне изменений давления. При выборе схемы включения пассивных датчиков давления необходимо отдавать предпочтение использованию мостовых или генераторных схем.

2.3.3. Структурное построение сфигмографического измерительного преобразователя артериальной пульсации крови

На рисунке 2.16 приведен один из возможных вариантов структурного построения сфигмографического ИП сигнала артериальной пульсации крови (Д – датчик давления, включенный в измерительную схему, ИУ – инструментальный усилитель; УПН 1 – усилитель переменного напряжения, СД – синхронный детектор, ФВЧ – фильтр верхних частот; УБ – устройство бланкирования; УПН 2 – регулируемый усилитель переменного напряжения; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер).

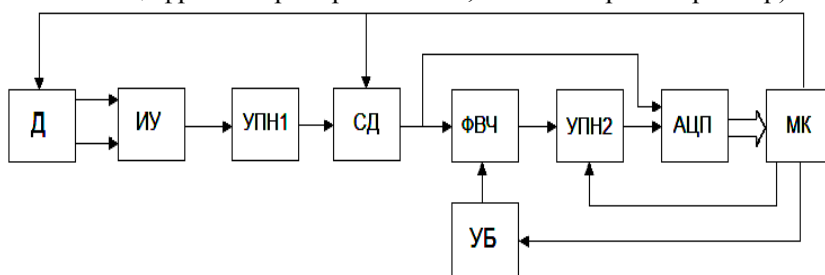


Рисунок 2.16 – Структурная схема сфигмографического ИП артериальной пульсации крови

Характеристики входных каскадов ИП в значительной степени определяются амплитудой помех и шумов, искажающих полезный сигнал, поэтому к элементной базе входных каскадов предъявляются жесткие требования: высокое входное сопротивле-

ние, большой коэффициент ослабления синфазных помех, малый уровень шумов, линейность характеристик в большом динамическом диапазоне сигналов.

Измерительная схема (схема включения датчика давления) представляет собой мостовую схему Уитстона, для питания которой используется последовательность высокочастотных прямоугольных импульсов, формируемых микроконтроллером. Использование переменного тока для питания мостовой схемы включения датчика давления способствует уменьшению фоновых шумов, улучшению соотношения сигнал/шум.

Дифференциальный сигнал мостовой схемы регистрируется и усиливается с помощью инструментального усилителя (ИУ). Выходной сигнал ИУ представляет собой квазипостоянный сигнал напряжения с незначительными пульсациями давления и содержит информацию об уровне давления в пневматической манжете. Напряжение с выхода ИУ поступает на усилитель переменного напряжения (УПН 1) для дополнительного усиления сигнала перед поступлением на вход синхронного детектора, с целью увеличения соотношения сигнал/шум.

Усиленный импульсный сигнал с выхода УПН 1 поступает на синхронный детектор (СД), где происходит выделение напряжения, пропорционального сигналу артериальной пульсации. Синхронный детектор состоит из последовательно соединенного умножителя и фильтра нижних частот (ФНЧ). На входы умножителя поступают амплитудно-импульсный модулированный сигнал и сигнал опорной последовательности прямоугольных импульсов. ФНЧ выделяет огибающую сигнала артериальной пульсации крови.

Сигнал с выхода СД поступает на первый канал аналого-цифрового преобразователя (АЦП) для контроля уровня давления в манжете со стороны микроконтроллера (МК), а также на вход фильтра верхних частот (ФВЧ).

Фильтр верхних частот (ФВЧ) предназначен для выделения переменного сигнала артериальной пульсации крови на фоне по-

стоянного сигнала высокого уровня. С учетом низкочастотной природы сигнала артериальной пульсации крови, частота среза ФВЧ не превышает 0,5 Гц. В силу высокой инерционности ФВЧ регулируемый усилитель УПН 2 будет находиться в состоянии насыщения в течение относительно длительного интервала времени, что приведет к заметному искажению биосигнала.

Таким образом, необходимо сокращать время переходного процесса в ФВЧ. С этой целью в состав измерительного преобразователя дополнительно вводится устройство бланкирования (УБ), представляющее собой аналоговый коммутатор, управляемый сигналами с микроконтроллера. При насыщении выхода УПН2 микроконтроллер будет обрабатывать эту ситуацию и переключать в открытое состояние коммутатор УБ. В силу того, что величина сопротивления открытого ключа коммутатора намного меньше, чем сопротивления резистора в RC-цепочке ФВЧ, будет достигнуто значительное сокращение длительности переходного процесса.

Переменный сигнал напряжения с выхода ФВЧ поступает на регулируемый усилитель переменного напряжения (УПН 2), который обеспечивает дополнительное усиление сигнала артериальной пульсации крови, а также согласование динамического диапазона аналогового тракта регистрации сигнала с динамическим диапазоном АЦП. Сигнал с выхода УПН 2 подается на второй канал АЦП и далее поступает на микроконтроллер (МК). После преобразования в цифровую форму МК по заданным алгоритмам осуществляет цифровую фильтрацию и обработку зарегистрированного биосигнала.

Центральным элементом ИП является микроконтроллер, выполняющий одновременно функции формирования импульсов питания мостовой схемы включения датчика давления, автоматической регулировки усиления сигнала, аналого-цифрового преобразования сигналов.

В сфигмографическом измерительном преобразователе сигнала артериальной пульсации крови в качестве первичного преобразователя – чувствительного элемента, используется датчик дав-

ления. В настоящее время наибольшее распространение получило использование пьезорезистивных кремниевых датчиков в интегральном исполнении. Данный тип датчиков отвечает основным требованиям, предъявляемым для использования в системах кардиологической диагностики: высокая чувствительность, миниатюрность, малый уровень внутренних шумов, линейность частотной характеристики в физиологическом диапазоне изменения давлений от 40 до 300 мм рт ст.

Пьезорезистивный датчик давления, построенный на основе кремниевого интегрального преобразователя давления представляет собой мембрану из монокристаллического кремния с диффузионным пьезорезистором, который необходимо подключить в измерительную схему для формирования измерительного сигнала. Чувствительным элементом служит кристалл интегрального преобразователя давления, установленный на диэлектрическое основание с использованием легкоплавкого стекла или методом анодного сращивания.

Тензорезистор относится к пассивным датчикам, таким образом, для получения информационного измерительного сигнала, функционально связанного с измеряемым давлением, создаваемым артериальными пульсациями сосуда, необходимо обеспечить включение тензорезистора в измерительную схему с внешним питанием.

Анализ существующих схем включения пассивных датчиков давления, проведенный ранее, показал, что наиболее подходящей схемой включения тензометрического датчика является мостовая схема Уитстона (рисунок 2.17).

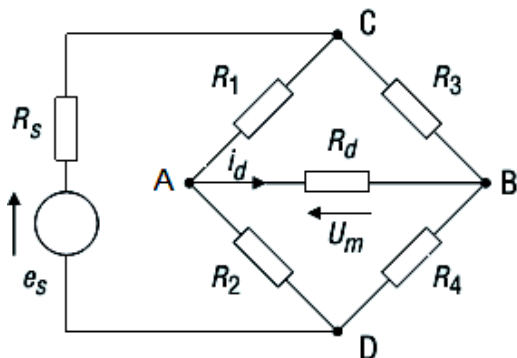


Рисунок 2.17 – Мостовая схема Уитстона включения пассивного датчика давления

В данной схеме включения R_d – входное сопротивление измерительного прибора, определяющего напряжение в диагонали моста U_m или разбаланс тока i_d ; e_s – внешний источник напряжения; R_s – внутреннее сопротивление источника напряжения; R_1, R_2, R_3, R_4 – резисторы, образующие мост. Один из резисторов мостовой схемы представляет собой тензорезисторный датчик, сопротивление которого изменяется в зависимости от прикладываемого внешнего давления.

Мост находится в равновесии при условии $U_A=U_B$, в этом случае $i_d=0$. С учетом указанных условий и используя уравнения Кирхгофа можем записать условие балансировки моста в следующем виде:

$$R_1 \cdot R_4 = R_2 \cdot R_3$$

Как следует из полученного выражения: условия равновесия моста не зависит от внутреннего сопротивления источника питания и входного сопротивления измерительного прибора. При условии малого сопротивления источника питания и большого входного сопротивления измерительного прибора выражение, определяющее напряжение в диагонали моста имеет следующий вид:

$$U_m = e_s \cdot \frac{R_2 \cdot R_3 - R_1 \cdot R_4}{(R_1 + R_2) \cdot (R_3 + R_4)}$$

Для упрощения вычислений наиболее часто принимают сопротивления резисторов моста равными значению сопротивления покоя тензометрического датчика R_0 (т.е. при отсутствии внешнего воздействия на датчик). При отсутствии внешнего воздействия на тензометрический датчик выполняется условие балансировки моста и напряжение $U_m=0$. Пусть резистор с сопротивлением R_1 является тензорезистором, тогда можем записать следующее выражение:

$$R_1=R_0+\Delta R$$

где: ΔR – изменение сопротивления тензорезистора под действием градиента внешнего давления ΔP .

Функциональная зависимость изменения сопротивления тензорезистора в зависимости от изменения внешнего давления является линейной зависимостью следующего вида:

$$\Delta R=S \cdot \Delta P$$

где: S – чувствительность тензометрического датчика.

С учетом сделанных допущений напряжение в диагонали моста определяется следующим образом:

$$U_m = -\frac{e_s}{2} \cdot \frac{S \cdot \Delta P}{2R_0 + S \cdot \Delta P}$$

Полученная зависимость связывает выходной сигнал мостовой схемы с величиной изменения давления через конструктивные параметры тензодатчика и измерительной схемы. Данное выражение описывает нелинейную зависимость между выходным измерительным сигналом и измеряемой величиной давления.

Для линеаризации характеристики преобразования мостовой схемы используется режим работы на малом участке характеристики тензодатчика, иными словами, изменение сопротивления тензодатчика ΔR пренебрежимо мало по сравнению с величиной сопротивления покоя R_0 . В этом случае зависимость выходного информационного сигнала мостовой схемы будет иметь следующий вид:

$$U_m = -\frac{e_s}{4} \cdot \frac{S \cdot \Delta P}{R_0}$$

Для случая регистрации сигнала периферической артериальной пульсации крови величина градиента давления ΔP обусловлена артериальной пульсацией крови в исследуемом сосуде.

Полученное выражение представляет собой функцию преобразования сфигмографического ИП артериальной пульсации крови, связывающую технические параметры измерительного преобразователя (чувствительность датчика давления, напряжение питания мостовой схемы, номинальное сопротивление датчика давления) и измеряемую величину (пульсации артериального давления в исследуемом сосуде) с выходным электрическим (информационным) сигналом.