



МИНОБРНАУКИ РОССИИ

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САМАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ АЭРОКОСМИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ АКАДЕМИКА С.П. КОРОЛЕВА
(НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ)»

Л. И. Калакутский, А. А. Федотов, С. А. Акулов

**Измерительные преобразователи показателей сердечного ритма систем
контроля состояния человека**

Электронное учебное пособие

САМАРА
2012

УДК 57.087
ББК 32.811.3
К 17

Авторы: **Калакутский Лев Иванович,**
Федотов Александр Александрович,
Акулов Сергей Анатольевич

Рецензент: декан радиотехнического факультета,
к.т.н., доцент Кудрявцев Илья Александрович

Калакутский, Л. И. Измерительные преобразователи показателей сердечного ритма систем контроля состояния человека [Электронный ресурс] : электрон. учеб. пособие / Л. И. Калакутский, А. А. Федотов, С. А. Акулов; Минобрнауки России, Самар. гос. аэрокосм. ун-т им. С. П. Королева (нац. исслед. ун-т). – Электрон. текстовые и граф. дан. (1,8 Мбайт). – Самара, 2012. – 1 эл. опт. диск (CD-ROM).

Электронное учебное пособие содержит информацию о теории и методах получения диагностической информации в современных системах контроля состояния человека, построенных на основе измерительных преобразователей показателей сердечного ритма.

Электронное учебное пособие предназначено для аспирантов, обучающихся по специальности 05.13.05 «Элементы и устройства вычислительной техники и систем управления» по дисциплинам «Технические средства сбора информации (преобразовательные элементы и устройства)»; «Биомедицинские системы сбора и обработки информации».

Разработано на кафедре радиотехники и медицинских диагностических систем.

© Самарский государственный аэрокосмический университет, 2012

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	4
ГЛАВА 1 Особенности построения измерительных преобразователей биосигналов.....	5
1.1 Биосигналы и их характеристики.....	5
1.2 Основные подходы к получению информации о состоянии организма с помощью регистрации и анализа биосигналов.....	13
1.3 Общие сведения об измерительных преобразователях биосигналов и погрешностях физиологических измерений.....	17
1.4 Структура измерительных преобразователей биосигналов сердечного ритма.....	19
1.5 Показатели сердечного ритма в системах контроля состояния человека.....	29
ГЛАВА 2 Моделирование процессов формирования ЭКГ сигнала в измерительных преобразователях показателей сердечного ритма.....	34
2.1 Формирование потенциалов на поверхности тела, обусловленных биоэлектрической активностью сердца.....	34
2.2 Дипольная модель формирования желудочкового комплекса ЭКГ сигнала.....	40
ГЛАВА 3 Моделирование процессов формирования артериальной пульсации крови в измерительных преобразователях показателей сердечного ритма.....	46
3.1 Обзор гемодинамических моделей.....	46
3.2 Моделирование гемодинамических процессов.....	49
3.3 Гемодинамическая модель сосуда без отражения.....	53
3.4 Гемодинамическая модель сосуда с отражением.....	56
3.5 Моделирование сигнала артериальной пульсации крови.....	58
ГЛАВА 4 Исследование погрешностей измерительных преобразователей показателей сердечного ритма.....	64
4.1 Методика оценки погрешностей измерительного преобразователя показателей сердечного ритма.....	64
4.2 Средства обнаружения опорных точек сигналов артериальной пульсации крови и биоэлектрической активности сердца.....	69
4.3 Исследование погрешностей обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови.....	76
ГЛАВА 5 Практическая реализация измерительных преобразователей показателей сердечного ритма.....	83
5.1 Особенности построения аппаратных средств измерительных преобразователей показателей сердечного ритма.....	83
5.2 Практическая реализация измерительных преобразователей показателей сердечного ритма.....	86
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	94
БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК.....	95

ВВЕДЕНИЕ

Учебное пособие посвящено рассмотрению измерительных преобразователей показателей сердечного ритма систем контроля состояния человека. Подробно рассмотрены элементы теории измерительных преобразователей биосигналов, применяемых в современных диагностических системах контроля состояния организма человека.

В первой главе приведены основные характеристики биосигналов, применяемых в современных системах диагностики состояния организма человека. Подробно обсуждаются методы регистрации биосигналов сердечного ритма, представляющих собой проявления биоэлектрической активности сердца и артериальной пульсации периферических сосудов; описаны особенности биосигналов сердечного ритма и их характеристик. Рассмотрены основные подходы к получению информации о состоянии живого организма с помощью регистрации и анализа биосигналов. Описаны основные характеристики измерительных преобразователей и методы определения погрешностей измерений физиологических показателей. Рассмотрены методики получения информации о состоянии организма, использующие оценки вариабельности ритма сердца. Описано структурное построение измерительных преобразователей показателей сердечного ритма, приведены основные особенности схемотехнического построения измерительных преобразователей показателей сердечного ритма.

Вторая глава посвящена рассмотрению математической модели процессов формирования ЭКГ сигнала в измерительных преобразователях показателей сердечного ритма. Подробно рассмотрена дипольная модель формирования желудочкового комплекса ЭКГ сигнала.

Вопросы моделирования процессов формирования артериальной пульсации крови в измерительных преобразователях показателей сердечного ритма подробно рассмотрены в третьей главе учебного пособия. Модель формирования сигнала артериальной пульсации крови основана на решении одномерных уравнений Навье-Стокса, описывающих процессы распространения пульсаций давления по артериальному руслу. Получена целевая функция измерительного преобразователя, связывающая выходной электрический сигнал первичного преобразователя с параметрами артериального сосуда и величиной изменения пульсового давления.

Четвертая глава учебного пособия содержит исследования погрешностей измерительных преобразователей показателей сердечного ритма. Предложена методика оценки погрешностей измерительных преобразователей показателей сердечного ритма, рассмотрены основные методы цифровой обработки биосигналов сердечного ритма, исследованы погрешности измерения длительностей сердечного цикла.

В пятой главе содержится описание практической реализации двухканального измерительного преобразователя показателей сердечного ритма на основе регистрации и обработки сигналов биоэлектрической активности сердца и артериальной пульсации крови. Обоснован выбор основных параметров измерительного преобразователя. Приведены структурная и принципиальная схемы измерительного преобразователя показателей сердечного ритма.

ГЛАВА 1 Особенности построения измерительных преобразователей биосигналов

1.1 Биосигналы и их характеристики

Биосигналы представляют собой физические проявления физиологических процессов живого организма, которые могут быть измерены и представлены в виде удобном для обработки с помощью электронных средств (например, в виде величины электрического напряжения или тока). Обработка биосигналов проводится с целью выделения информативных, с точки зрения медицинской диагностики, признаков биосигнала, или с целью определения диагностических показателей, вычисляемых по параметрам биосигнала.

По механизму образования биосигналов в живом организме можно выделить две основные группы биосигналов.

К **первой** группе можно отнести биосигналы связанные с образованием в организме физических полей биологического происхождения, ко **второй** группе – биосигналы, связанные с изменениями физических характеристик участка биологической ткани происходящими под влиянием протекания физиологических процессов.

Первая группа биосигналов включает сигналы, обусловленные биоэлектрической активности органов и тканей, связанные с наличием в организме сравнительно низкочастотных электрических полей биологического происхождения, вызванные электрохимическими и кинетическими процессами, протекающими в организме. Они, как правило, характеризуют функционирование отдельных органов и функциональных систем. Низкочастотные электрические поля в значительной степени экранируются проводящими тканями биологического объекта с неоднородным распределением электрической проводимости.

Электрические поля являются причиной создания на кожном покрове электрических потенциалов, при этом можно выделить квазистатический электрический потенциал, имеющийся на определенном участке поверхности, и потенциал, изменяющийся синхронно с изменением свойств определенного органа или системы при его функционировании.

Таким образом, на кожном покрове будет иметься постоянный потенциал относительно зоны, взятой за базовую, и переменный – который характеризует работу соответствующего органа или функциональной системы. Спектр переменных биосигналов, характеризующих функционирование органов и систем, лежит в полосе частот от долей Гц до единиц кГц. Разность квазистатических потенциалов между участками на кожном покрове человека достигает долей вольта и, в значительной степени, зависит от электродов, с помощью которых они регистрируются. Разность переменных потенциалов оценивается в диапазоне от мкВ до десятков мВ.

Наибольшую диагностическую ценность имеют переменные биосигналы, характеризующие функционирование сердца, центральной нервной системы, опорно-двигательного аппарата, состояние нервно-мышечной проводимости и др. Приведем краткую характеристику некоторых из них.

Электрокардиографический сигнал представляет собой изменение во времени электрического потенциала определенных участков кожи возникающее под действием биоэлектрической активности сердца.

На рисунке 1.1 приведен фрагмент электрокардиографического сигнала (ЭКГ), зарегистрированного у здорового человека в нормальных условиях. Диапазон изменений амплитуды ЭКГ сигнала составляет 0,3...3,0 мВ; частотный диапазон сигнала составляет – 0,05...300 Гц.

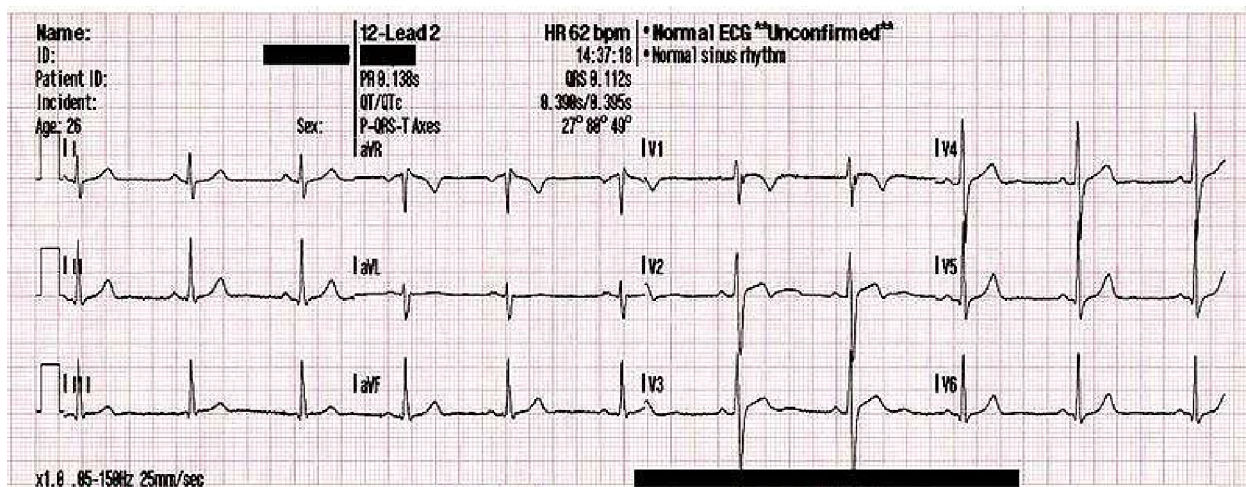


Рисунок 1.1 – Нормальная ЭКГ, зарегистрированная в 12 отведениях

Используется в кардиологической диагностике для контурного, в том числе и визуального анализа сигнала на коротких записях, автоматизированного поиска и идентификации аномальных участков сигнала при длительной записи (системы Холтеровского мониторинга), определении показателей вариабельности ритма сердца. В системах клинического мониторинга электрокардиографический сигнал используется для отображения на экране монитора с целью визуального наблюдения сигнала в нескольких отведениях, диагностики нарушений ритма, для слежения за показателями вариабельности сердечного ритма, отражающими состояние регуляторных процессов в организме.

Магнитокардиографический сигнал представляет собой изменение во времени магнитного поля, возникающего вследствие биоэлектрической активности сердца. Регистрируется бесконтактно с помощью магнитометров преобразующих интенсивность магнитного поля в электрический сигнал. На рисунке 1.2 приведена магнитокардиограмма плода (верхний рисунок), а также для сравнения приведен ЭКН сигнал матери (нижний рисунок).

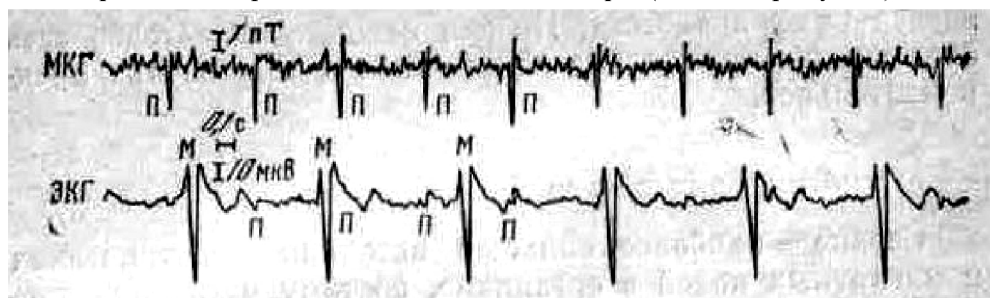


Рисунок 1.2 – Магнитокардиограмма плода и ЭКГ матери

Магнитокардиографический сигнал используется в кардиологической диагностике в частности в перинатологии, для контурного визуального анализа сигнала на коротких записях, а также для картирования распределения магнитного поля по сердцу.

Электроэнцефалографический сигнал – представляет собой изменение во времени электрического потенциала определенных участков кожи головы возникающее под действием биоэлектрической активности центральной нервной системы. На рисунке 1.3 приведен

электроэнцефалографический сигнал (ЭЭГ), зарегистрированный в восьми отведениях у здорового бодрствующего человека. Диапазон изменений амплитуды ЭЭГ сигнала составляет 0,002...0,1 мВ; частотный диапазон сигнала составляет – 0,3...80 Гц.

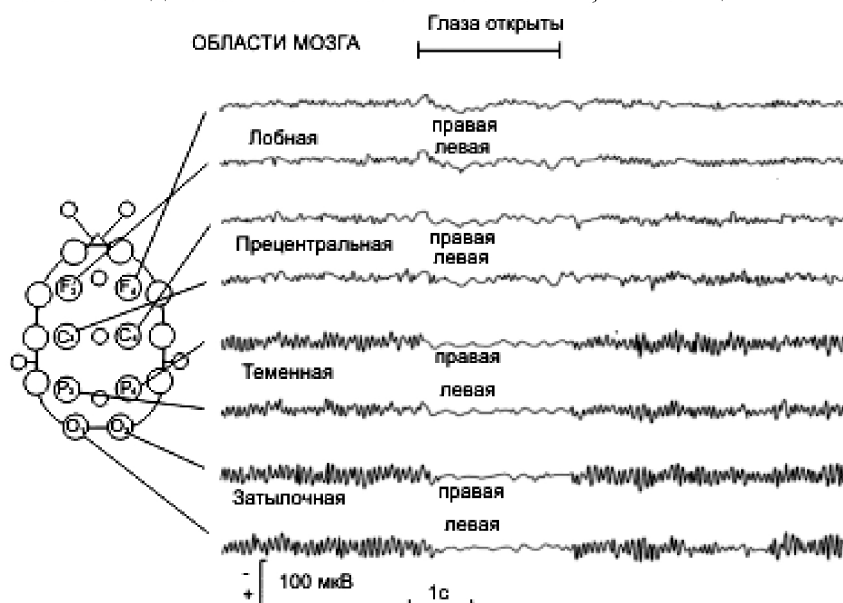


Рисунок 1.3 – Электроэнцефалограмма здорового бодрствующего человека в состоянии покоя. Одновременное отведение по восьми каналам

Регистрация и анализ ЭЭГ сигналов используется в диагностике функционального состояния мозга и его отдельных участков, в основном, путем топографического анализа амплитуд отдельных частотных компонент сигнала, называемых ритмами, на коротких записях. Основными ритмами ЭЭГ сигнала являются: альфа-ритм (8...13 Гц), бета-ритм (13...35 Гц) и гамма-ритм (35...80 Гц).

Электроэнцефалография применяется при мониторинге активности центральной нервной системы, в частности, при определении глубины анестезии с помощью биспектрального анализа ЭЭГ сигнала, а также путем оценки вызванных аудиторных биопотенциалов мозга.

ЭЭГ сигнал также находит применение в системах человеко-машинных интерфейсов для передачи данных от человека-оператора к управляемому с помощью биосигналов автоматизированному машинному комплексу.

Электрокортикографический сигнал представляет собой изменение во времени электрического потенциала определенных участков головного мозга с помощью электродов отводящих биопотенциалы непосредственно от коры головного мозга. Диапазон изменения амплитуды сигнала составляет 0,01...0,2 мВ, частотный диапазон составляет 0,3...80 Гц.

Электрокортикографический сигнал используется в исследованиях и детальной диагностике функционального состояния мозга и его отдельных участков, в основном, путем топографического контурного анализа сигнала на коротких записях.

Электромиографический сигнал (ЭМГ) представляет собой изменение во времени электрического потенциала мышц. Регистрируется с помощью электродов накладываемых на кожу в проекции исследуемых мышц. Диапазон изменения амплитуды сигнала составляет 0,02...3,0 мВ, частотный диапазон составляет 0,1...1000 Гц.

Регистрация и обработка ЭМГ сигнала используется в диагностике функционального состояния нервно-мышечной проводимости, состояния опорно-двигательного аппарата в ос-

новном, путем анализа топографии и амплитуды сигнала на коротких записях. Используется при исследовании выраженности Н-рефлекса, также применяется при мониторинге нервно-мышечной проводимости во время наркоза.

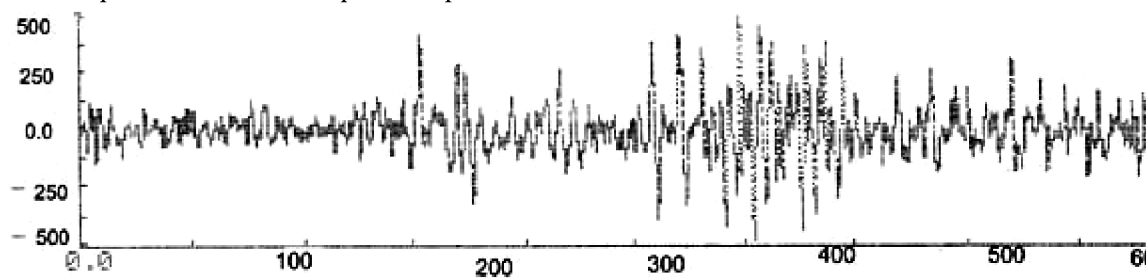


Рисунок 1.4 – Электромиограмма мышц, участвующих в разгибании голени

Электроокулографический сигнал представляет собой изменение во времени корнеретинального электрического потенциала, вызываемого движением глазного яблока. Регистрируется с помощью электродов накладываемых на кожу в области век. На рисунке 1.5 приведены электроокулографические сигналы, записанные одновременно с ЭЭГ сигналом и ЭМГ сигналом напряжения мышц подбородка.

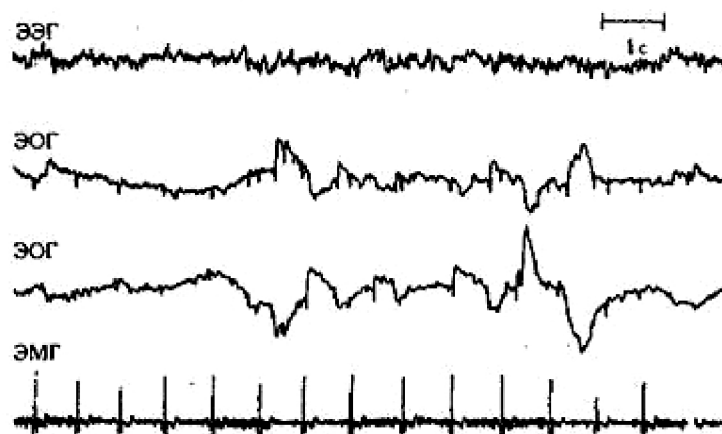


Рисунок 1.5 – Сон с быстрым движением глаз. Сверху вниз: ЭЭГ сигнал; электроокулограмма обоих глаз; ЭМГ сигнал напряжения мышц подбородка

Диапазон изменения амплитуды электроокулографического сигнала составляет 0,01...0,2 мВ, частотный диапазон составляет 0,1...7 Гц. Электроокулографические сигналы используется в диагностике функционального состояния вестибулярного аппарата у человека, путем топографического контурного анализа сигнала на коротких записях, в частности, для диагностики нистагма, характеризующего нарушения нормального функционирования организма на вестибулярные воздействия.

Электрогастрографический сигнал представляет собой изменение во времени электрического потенциала, возникающего при работе желудочно-кишечного тракта. Регистрируется с помощью электродов накладываемых на кожу передней брюшной стенки. На рисунке 1.6 приведены записи электрогастрографического сигнала человека, записанные до и после лечения язвенной болезнью желудка.

Диапазон изменения амплитуды электрогастрографического сигнала составляет 0,2...1,0 мВ, частотный диапазон составляет 0,05...2,0 Гц.

Электрогастрография используется в диагностике функционального состояния желудочно-кишечного тракта, в основном, путем топографического контурного анализа сигнала на коротких записях.



Рисунок 1.6 – Электрогастрограммы больного язвенной болезнью желудка:

1 — до лечения; 2 — после лечения

Сигнал **кожногальванической реакции** (по Тарханову) представляет собой медленное изменение во времени электрического потенциала определенных участков кожи в ответ на психологические тесты. По Фере **кожногальваническая реакция** проявляется в изменении электрокожного сопротивления.

Кожногальваническую реакцию связывают с секреторной деятельностью потовых желез, расположенных под электродами и контролируемые непосредственно ЦНС. На рисунке 1.7 приведен сигнал кожногальванической реакции человека, зарегистрированного во время игры в шахматы, в нижней части рисунка приведены сопровождающие решение речевые рассуждения. Резкое падение сопротивления кожи является показателем эмоциональной активации в момент принятия решения.

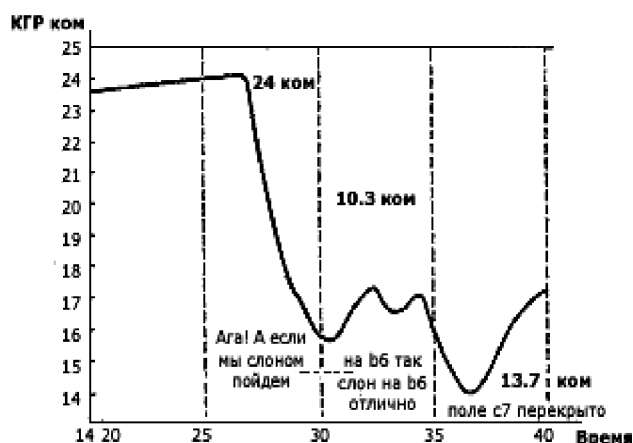


Рисунок 1.7 – Динамика кожно-гальванической реакции в процессе решения мыслительной (шахматной) задачи (по О.К. Тихомирову).

Диапазон изменения амплитуды сигнала кожногальванической реакции составляет 0,1...2 мВ, частотный диапазон составляет 0,1...10 Гц. Регистрация и обработка сигнала кожногальванической реакции используется в диагностике психоэмоционального состояния человека путем контурного анализа сигнала на коротких записях.

Фонокардиографический сигнал представляет собой изменение во времени акустических (звуковых) проявлений работы сердца. Регистрируется с помощью микрофона, накладываемого на грудь обследуемого в проекции сердца и преобразующего звуковые колебания в электрический сигнал. На рисунке 1.8 приведен фонокардиографический сигнал, зарегистрированный одновременно с ЭКГ сигналом. Диапазон изменения амплитуды фонокардиографического сигнала в зависимости от типа используемого микрофона составляет 0,1...2 мВ, частотный диапазон составляет 20...800 Гц.

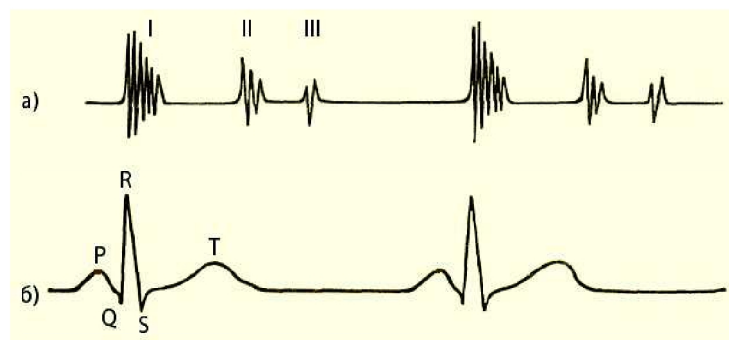


Рисунок 1.8 – Фонокардиограмма (а), электрокардиограмма (б); систолический (I), диастолический (II), желудочковый (III) тон.

Фонокардиография используется в кардиологической диагностике путем контурного визуального анализа сигнала на коротких записях, часто в совокупности с электрокардиографическими сигналами. В электронных стетоскопах используется для прослушивания сердечных тонов и выявления патологий в биомеханике сердца.

Сфигмографический сигнал представляет собой изменение во времени колебаний сосудистой стенки. Регистрируется с помощью датчиков давления преобразующих колебания сосудистой стенки в электрический сигнал, накладываемых на кожу в местах пролегания сосудов в непосредственной близости от поверхности кожи.

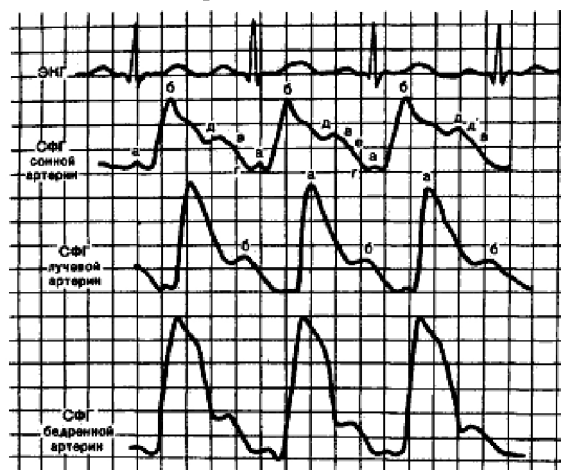


Рисунок 1.9 – Сфигмографический сигнал

Диапазон изменения амплитуды сфигмографического сигнала в зависимости от применяемого датчика составляет $0,1 \dots 2$ мВ, частотный диапазон составляет $0,3 \dots 70$ Гц.

Регистрация сфигмографических сигналов используется в кардиологической диагностике для контурного анализа сигнала на коротких записях с целью определения эластических свойств сосудов и дисфункции сосудистого эндотелия, а также в системах неинвазивного мониторинга артериального давления.

Вторая группа биосигналов требует для своей регистрации приложения к биологическим тканям внешних физических полей.

Реографический сигнал представляет собой изменение во времени электрического сопротивления участка биологической ткани, расположенного между измерительными электродами. Для регистрации реографического сигнала через участок исследуемых биологических тканей пропускается переменный электрический ток с частотой порядка сотен кГц и амплитудой не превышающей 1 мА.

Амплитуда сигнала измеряется как падение напряжения на участке биологических тканей, расположенных между измерительными электродами и составляет не менее 1 мВ. Частотный диапазон биосигнала составляет 0,3...70 Гц.

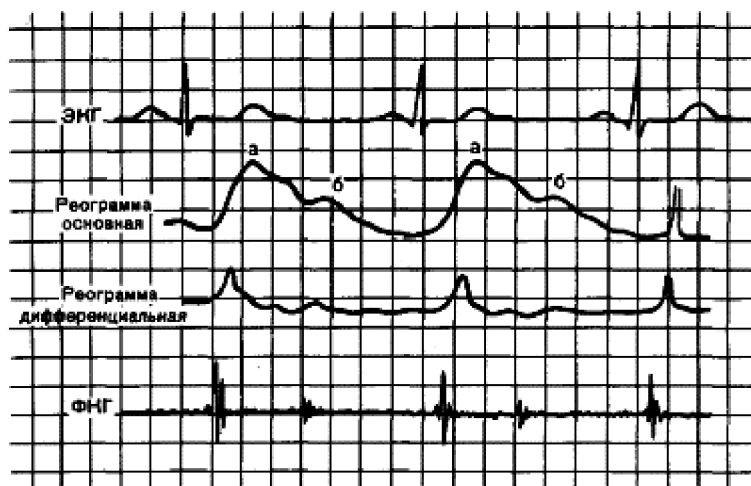


Рисунок 1.10 – Нормальная реограмма

Методы реографии используются в кардиологической практике для определения параметров центрального кровотока (по Тищенко), например, величины сердечного выброса с помощью дифференциальной реограммы, и параметров периферического кровотока, например, формы пульсовой волны, величины индекса перфузии.

Фотоплетизмографический сигнал представляет собой изменение во времени объема кровеносного сосуда под действием пульсовых волн. Для регистрации фотоплетизмографического сигнала через исследуемый участок биологических тканей пропускается поток излучения оптического или инфракрасного диапазона. Величина сигнала измеряется как ослабление излучения, проходящего через исследуемый участок биологической ткани, содержащей кровеносный сосуд (или отраженного от участка, исследуемой биологической ткани).

Амплитуда сигнала при использовании широкополосного фотоприемника составляет не менее 0,1 мВ. Частотный диапазон составляет 0,3...70 Гц.

Методы фотоплетизмографии используются в кардиологической практике для определения параметров периферического кровотока, например, с целью определения эластических свойств сосудов. В клиническом мониторинге используется при построении пульсоксиметров для неинвазивного мониторинга степени насыщения крови кислородом.

Плетизмографический сигнал представляет собой изменение во времени давления в компрессионной манжетке, охватывающей исследуемый кровеносный сосуд (например, плечевая окклюзионная манжетка). Для регистрации плетизмографического сигнала в компрессионной манжетке создается окклюзионное давление воздуха. Величина сигнала измеряется с помощью датчика давления воздуха, подключаемого к манжетке. На рисунке 1.11 приведены плетизмографические сигналы сонной, лучевой и пальцевой артерий, записанные одновременно.

Амплитуда изменения сигнала при использовании современных тензометрических датчиков давления составляет порядка 0,1 мВ. Частотный диапазон составляет 0,3...70 Гц.

Методы плетизмографии используются при построении приборов измерения артериального давления крови, а так же при исследовании эластических свойств сосудов.

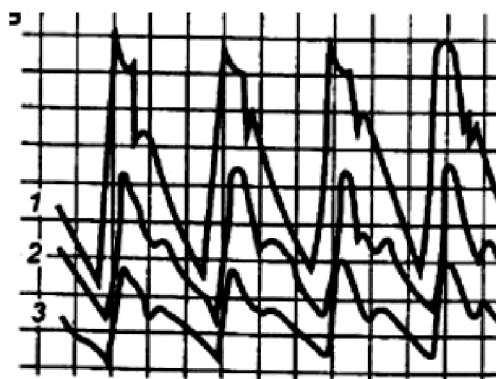


Рисунок 1.11 – Плетизмографические сигналы сонной (1), лучевой (2), пальцевой (3) артерий, записанные синхронно

Краткое рассмотрение характеристик, наиболее часто используемых при построении диагностических методик биосигналов, обнаруживает их основные особенности – малую амплитуду, низкочастотный спектр и уязвимость к воздействию помех.

При проведении регистрации на биосигнал всегда накладываются сигналы наводок (помех) и шумов. Наводки возникают вследствие действия внешних физических полей, не имеющих прямого отношения к объекту исследований. Они оказывают влияние на чувствительный элемент измерительного преобразователя или на отдельные узлы или цепи устройства преобразования биосигнала.

Шумы характерны как для измерительной аппаратуры, так и для объекта измерений. Под шумами понимаются те сигналы, которые появляются на выходе вследствие особенностей функционирования и параметров измерительной аппаратуры, а также вследствие работы других подсистем и наличия процессов в организме, в результате которых возникают сигналы, не имеющих прямого отношения к определяемым показателям или характеристикам.

Так, например, если при измерении малых разностей потенциалов между участками кожного покрова электроды будут непрерывно колебаться из-за колебаний кожи, то при больших переходных сопротивлениях в месте контакта электродов с кожей и при нестабильности контактных явлений аппаратура покажет наличие переменного сигнала, появившегося в результате взаимодействия чувствительного элемента (электродов) с объектом измерений и не характерен для объекта, находящегося в нормальном состоянии.

В медицинской практике шумы биологического происхождения, вызванные процессами, не имеющими прямого отношения к определяемым параметрам или характеристикам, называют часто влиянием артефактов.

Очень часто трудно различить между собой шумы объекта и биосигналы, появившиеся вследствие взаимодействия с ним чувствительного элемента измерительного преобразователя. Вследствие этого, даже располагая аппаратурой с гарантированными метрологическими характеристиками, нельзя с полной уверенностью утверждать, что погрешность результатов измерений не превышает значений, нормированных для технического измерительного средства.

Еще одним фактором важным при исследовании биологических организмов является их изменчивость и индивидуальность параметров и показателей. Даже на групповом уровне проявляется зависимость от национальных, возрастных, генетических и климатических осо-

бенностей, поэтому корректным является описание свойств биосигналов у группы организмов, в которой проводятся исследования одних и тех же проявлений.

Для установления каких-либо закономерностей в медицинской диагностике широко применяются методы математической статистики. Это обусловлено тем, что из-за субъективности и многофакторности получаемых результатов установить объективные закономерности можно только после математической обработки достаточно большого массива статистического материала. Получение такого фактического материала часто затруднительно, так как некоторые биологические процессы по длительности соизмеримы с продолжительностью существования биологической системы, и даже в тех случаях, когда определение интересующего параметра или показателя можно выполнить относительно быстро, набор статистического материала, анализ полученных данных с целью установления объективных закономерностей, занимает значительные промежутки времени.

1.2 Основные подходы к получению информации о состоянии организма с помощью регистрации и анализа биосигналов

При диагностических исследованиях живого организма наибольшее значение отводится методам функциональной диагностики и клинического мониторинга. Остановимся более подробно на методах **функциональной диагностики**.

Функциональными методами исследования называется группа специальных методов, используемых для характеристики функций организма человека. Основным приемом, характерным для них, является сопоставление состояния функции в условиях минимума предъявляемых к ней требований с состоянием в условиях предъявления к ней определенных повышенных требований или нагрузки (нагрузочной пробы).

Определение состояния функции заключается в оценке ее полноценности. Это один из методов диагностических исследований, когда затруднительно количественно охарактеризовать качество функционирования системы с помощью конкретного значения физиологического показателя или "коридора" его возможных значений. Здесь вводится такое понятие как **недостаточность** функции.

Под **недостаточностью** функции понимается такое ее нарушение, в результате которого функция системы может осуществляться за счет компенсации или возмещения этого нарушения со стороны сохранившихся элементов осуществляющей ее системы или со стороны других систем. Если система обнаруживает неспособность отвечать на предъявляемые требования должной реакцией, ее функции признаются недостаточными. По интенсивности развития явлений недостаточности той или иной функции можно выделить три степени.

При **I степени недостаточности** неспособность осуществлять функцию не обнаруживается в покое и проявляется лишь изредка при предъявлении требований к системе, превосходящих состояния покоя.

При **II степени недостаточности** нарушение способности осуществлять функцию не обнаруживается в покое, но проявляется постоянно при выполнении любой нагрузки, в том числе и умеренной.

При **III степени недостаточности** обнаруживается неспособность осуществлять функцию не только при нагрузке, но и в покое. Эта степень недостаточности системы исключает возможность предъявления к ней каких-либо нагрузок.

Исследование каждого физиологического показателя при функциональных исследованиях выполняется в покое и на фоне нагрузки, причем в ряде случаев оценивается способность системы восстанавливать свое исходное состояние после нагрузки. Различают две формы физиологического покоя:

- покой, как минимум физиологической функции, сложно достижим на практике;
- оперативный покой, то состояние, которое имеется при отсутствии ощутимых внешних воздействий.

На практике обычно оцениваются изменения функции от уровня оперативного покоя. При проведении функциональных диагностических исследований с помощью измерительных средств результаты, полученные в лабораторных исследованиях, не вполне совпадают с результатами наблюдения той же системы в привычных производственных или домашних условиях.

Важнейшим при функциональных исследованиях является выбор характера проб (внешних воздействий на систему), их количественной характеристики, воспроизводимости уровней воздействия. Нагрузка, используемая при функциональных исследованиях, должна воспроизводить и качественные, и количественные особенности выполняемой работы.

Используется множество нагрузочных проб для исследования состояния функциональных систем. Одни из них воспроизводят требования, предъявляемые к организму в связи с условиями физического труда (работа мышц верхних или нижних конечностей при пробах с подъемом тяжестей; мышц спины и брюшного пресса при пробах с присоединениями и т.д.). Другие пробы воспроизводят требования, предъявляемые к организму при интеллектуальном труде (речевые пробы, чтение текстов различной сложности; устный счет и т.д.). Ряд проб позволяет установить реакцию функциональных систем на определенные тепловые условия (холодовые и тепловые пробы, суховоздушные ванны и т.д.). При отдельных пробах имитируются нарушения питьевого режима или режима питания, режима сна-бодрствования и др.

Большинство пробных нагрузок можно разделить на статические и динамические. К статическим относят те пробы, при которых неизменная нагрузка воздействует на организм в течение определенного времени, например, удержание груза в определенном положении. При динамических нагрузках воспроизводится динамическая компонента физического труда, например, маршевые пробы, нагрузка на велоэргометре и пр.

Для оценки функциональных резервов организма могут быть использованы следующие пробы.

Проба Мартинета

Используется при массовых исследованиях, позволяет оценивать способность сердечно-сосудистой системы к восстановлению после физической нагрузки. В качестве нагрузки в зависимости от контингента обследуемых могут применяться 20 приседаний за 30 секунд и приседания в том же темпе в течение 2 мин. В первом случае период длится 3 мин., во втором — 5. Перед нагрузкой и спустя 3 или 5 мин после ее окончания у испытуемого измеряется

частота сердечных сокращений (ЧСС), систолическое и диастолическое давление. Оценка пробы проводится по величине разности исследуемых показателей до и после нагрузки:

при разности не более 5 — «хорошо»;

при разности от 5 до 10 — «удовлетворительно»;

при разности более 10 — «неудовлетворительно».

Проба с приседанием

Служит для характеристики функциональной полноценности сердечно-сосудистой системы. Методика проведения: у человека до нагрузки двукратно измеряется ЧСС и АД. Затем обследуемый выполняет 15 приседаний за 30 с либо 60 – за 2 мин. Сразу по окончании нагрузки измеряют пульс и давление. Процедура повторяется через 2 мин. При хорошей физической подготовке обследуемого проба в том же темпе может быть продлена до 2 мин. Для оценки пробы применяют показатель качества реакции:

$$\text{ПКР} = (\text{ПД}_2 - \text{ПД}_1) / (\text{П}_2 - \text{П}_1)$$

где: ПД₂ и ПД₁ – пульсовое давление до и после нагрузки; П₂ и П₁ – частота сердечных сокращений до и после нагрузки.

Проба Руфье на переносимость динамической нагрузки

Обследуемый находится в положении стоя в течение 5 минут. За 15 секунд определяется ЧСС (Р_а), после чего выполняется физическая нагрузка (30 приседаний за минуту). Повторно определяется пульс за первые (Р_б) и последние (Р_в) 15 секунд первой минуты восстановления. При подсчете пульса обследуемый должен стоять. Вычисляемый показатель сердечной деятельности (ПСД) является критерием оптимальности вегетативного обеспечения сердечно-сосудистой системы при выполнении физической нагрузки малой мощности:

$$\text{ПСД} = (4 \cdot (\text{Р}_а + \text{Р}_б + \text{Р}_в) - 200) / 10$$

Трактовка пробы: при ПСД менее 5 проба выполнена на «отлично», при ПСД менее 10 проба выполнена на «хорошо», при ПСД менее 15 – «удовлетворительно», при ПСД более 15 – «плохо».

Активная ортостатическая проба

Активная ортостатическая проба относится к числу функциональных нагрузочных проб, позволяет оценить функциональные возможности сердечно-сосудистой системы, а также состояние ЦНС. До начала пробы обследуемый должен 10 минут спокойно лежать на спине, без высокой подушки. По истечении 10 минут у обследуемого в положении лежа трижды определяется частота пульса (ЧСС_{лежа}) (счет в течение 15 с) и определяют величину артериального давления: систолического (СД_{лежа}) и диастолического (ДД_{лежа}).

После получения фоновых величин испытуемый быстро встает, принимает вертикальное положение и стоит в течение 5 минут. При этом ежеминутно (во второй половине каждой минуты) определяется частота пульса (ЧСС_{стоя}) и артериальное давление (СД_{стоя} и ДД_{стоя}).

ОИ – ортостатический индекс оценивается по формуле, предложенной Бурхардом-Киргофом:

$$\text{ОИ} = (\text{СД}_{\text{лежа}} / \text{СД}_{\text{стоя}}) \cdot (\text{ДД}_{\text{стоя}} / \text{ДД}_{\text{лежа}}) \cdot (\text{ЧСС}_{\text{стоя}} / \text{ЧСС}_{\text{лежа}})$$

Трактовка пробы: в норме ортостатический индекс составляет 1,0 – 1,6 относительных единиц. При хроническом утомлении ОИ=1,7 – 1,9, при переутомлении ОИ=2 и более.

Мониторинг состояния организма ставит своей целью быструю оценку состояния организма «здесь и сейчас» и слежение за его изменениями в реальном масштабе времени. Методы исследования физиологических процессов, используемые в приборах клинического мониторинга, должны обеспечивать непрерывность регистрации биосигналов в реальном масштабе времени при высокой диагностической ценности получаемых показателей.

В клинических мониторинговых системах осуществляется сбор физиологических данных, анализ полученной информации, определение диагностических показателей с представлением результатов в удобном для восприятия виде.

Простейшим вариантом анализа данных, используемым в прикроватных мониторах является пороговый контроль величины текущих значений физиологических параметров с включением тревожной сигнализации при приближении значения контролируемого параметра к заранее заданной, «опасной», величине.

Использование компьютерных средств обработки данных дает возможность предоставлять всю информацию, поступающую от аппаратуры в удобном для врача виде. В "интеллектуальных" мониторах осуществляется переход от контроля отдельных физиологических параметров к наблюдению за изменениями интегральных показателей, характеризующих состояние пациента.

Интегральный показатель состояния может быть определен по способу формирования обобщенного критерия на основе меры отклонения частных критериев от «идеальной» альтернативы. В качестве меры обобщенного критерия состояния может быть использована степень соответствия значений физиологических параметров, в рассматриваемый момент времени, границам их динамической нормы.

Величина интегрального показателя состояния может быть определена как минимальное расстояние между точкой многомерного пространства нормированных значений физиологических параметров и областью данного пространства, соответствующей динамической норме. Относительное изменение расстояния, определяемое в различные моменты времени, характеризует динамику изменения состояния пациента.

В авиакосмических исследованиях успешно используется метод формирования интегрального показателя состояния организма человека, основанный на определении показателей variability ритма сердца. В последние годы этот подход начал интенсивно развиваться в кардиологии, анестезиологии, реаниматологии, спортивной медицине.

Наиболее часто для определения показателей variability ритма сердца используются биосигналы, содержащие информацию о ритме сердечных сокращений. Сюда можно отнести электрокардиографический, магнитокардиографический, фонокардиографический, сфигмографический, реографический, фотоплетизмографический и плетизмографический биосигналы.

1.3 Общие сведения об измерительных преобразователях биосигналов и погрешностях физиологических измерений

Измерительное преобразование биосигналов представляет собой преобразование одной физической величины, характеризующей параметры биосигнала, в другую физическую величину, функционально с ней связанную.

Применение измерительных преобразований биосигналов является единственным методом практического построения любых инструментальных систем регистрации и обработки биомедицинской информации.

Измерительный преобразователь биосигналов — это техническое устройство, построенное на определенном физическом принципе действия, выполняющее одно частное измерительное преобразование и необходимую обработку сигнала с целью получения выходной величины преобразователя, например, преобразование биоэлектрической активности сердца в электрическое напряжение, ослабление помех и определение величины ЧСС.

Работа измерительных преобразователей биосигналов протекает в сложных условиях, так как объект измерения — это, как правило, сложный, многогранный процесс, характеризующийся множеством параметров, каждый из которых действует на работу измерительного преобразователя совместно с остальными параметрами. Однако, интерес представляет только один параметр, который является измеряемой величиной, а все остальные параметры процесса считаются помехами. Поэтому у каждого измерительного преобразователя целесообразно установить его естественную входную величину преобразователя, которая лучше всего воспринимается им на фоне помех.

Подобным образом можно выделить выходную величину преобразователя. Современная элементная база радиоэлектроники предоставляет для разработки измерительных преобразователей биосигналов интегральные решения, позволяющие с помощью одной микросхемы осуществить процедуры регистрации биосигналов, усиления, аналогово-цифрового преобразования и цифровой обработки. В этих условиях в качестве выходной величины преобразователя может быть выбрана величина диагностического показателя, характеризующая биосигнал.

Функция преобразования измерительного преобразователя — это функциональная зависимость выходной величины от входной, описываемая аналитическим выражением или графиком. Чаще всего стремятся иметь линейную характеристику преобразования, т. е. прямую пропорциональность между изменением входной величины и соответствующим приращением выходной величины преобразователя.

Для описания линейной характеристики преобразования достаточно двух параметров: начального значения выходной величины (нулевого уровня), соответствующего нулевому (или какому-либо другому характерному) значению входной величины, и значения показателя относительного наклона характеристики, являющегося чувствительностью преобразователя. Чувствительность преобразователя — это, как правило, именованная величина с различными единицами, зависящими от природы входной и выходной величин.

Важными характеристиками измерительных преобразователей биосигналов являются понятия реальной и номинальной характеристик и погрешности измерительного преобразователя.

При рассмотрении серии однотипных преобразователей оказывается, что их характеристики несколько отличаются друг от друга, занимая некоторую полосу. Поэтому в данных измерительного преобразователя приводится некоторая средняя характеристика, называемая номинальной. Разности между номинальной и реальной характеристиками преобразователя рассматриваются как его погрешности,

Кратко рассмотрим систематические, прогрессирующие и случайные погрешности измерительных преобразователей.

Систематическими называются погрешности, не изменяющиеся с течением времени или являющиеся не изменяющимися во времени функциями определенных параметров. Основное свойство систематических погрешностей состоит в том, что они могут быть почти полностью устранены введением соответствующих поправок.

Особая опасность постоянных систематических погрешностей заключается в том, что их присутствие чрезвычайно трудно обнаружить. В отличие от случайных, прогрессирующих или являющихся функциями определенных параметров погрешностей постоянные систематические погрешности внешне себя никак не проявляют и могут долгое время оставаться незамеченными. Единственный способ их обнаружения состоит в поверке нуля и чувствительности путем повторной поверки измерительных преобразователей биосигналов по образцовым мерам.

Примером другого вида систематических погрешностей служит большинство дополнительных погрешностей, являющихся не изменяющимися во времени функциями вызывающих их влияющих величин (температура, частота, напряжение и т. п.). Эти погрешности благодаря постоянству во времени функций влияния также могут быть скорректированы введением дополнительных корректирующих преобразователей, воспринимающих влияющую величину и вводящих соответствующую поправку в результат преобразования основного преобразователя.

Прогрессирующими являются погрешности, медленно изменяющиеся с течением времени. Эти погрешности, как правило, вызываются процессами старения тех или иных деталей аппаратуры (разрядка источников питания, старение резисторов, конденсаторов, деформация механических деталей и т.д.). Особенностью прогрессирующих погрешностей является то обстоятельство, что они могут быть скорректированы без выяснения вызвавших их причин введением поправки, но лишь в данный момент времени, а далее вновь монотонно возрастают. Поэтому в отличие от систематических погрешностей прогрессирующие погрешности требуют непрерывного повторения коррекции, и тем более частого, чем менее желательно их остаточное значение. Другая особенность прогрессирующих погрешностей состоит в том, что с точки зрения теории вероятностей их изменение во времени представляет собой нестационарный процесс и не может быть описано в рамках хорошо разработанной теории стационарных процессов.

Случайными являются неопределенные по своему значению или недостаточно изученные погрешности, в появлении различных значений которых нам не удастся установить какой-либо закономерности. Они определяются сложной совокупностью причин, трудно поддающихся анализу. Их частные значения не могут быть предсказаны, а для всей их совокуп-

ности может быть установлена закономерность лишь для частот появления их различных значений.

Присутствие случайных погрешностей (в отличие от систематических) легко обнаруживается при повторных измерениях в виде некоторого разброса результатов. В подавляющем большинстве случаев процесс появления случайных погрешностей есть стационарный случайный процесс. Поэтому размер случайных погрешностей характеризуют указанием закона распределения их вероятностей или указанием параметров этого закона, разработанных в теории вероятностей и теории информации.

В силу того, что большинство составляющих погрешности реальных измерительных преобразователей проявляется именно как случайные, то их вероятностное описание, а на его основе и информационное описание служат основным научным методом теории погрешностей. Необходимо иметь в виду, что разделение погрешностей на систематические, прогрессирующие и случайные представляет собой лишь прием их анализа. В действительности же все эти три составляющие проявляются совместно и образуют единый нестационарный случайный процесс.

1.4 Структура измерительных преобразователей биосигналов сердечного ритма

Все существующие инструментальные средства регистрации показателей сердечного ритма можно разделить на две основные группы. Первая группа представлена измерительными преобразователями (ИП) сигнала биоэлектрической активности сердца. Ко второй группе относятся ИП сигнала артериальной пульсации крови. На рисунке 1.12 представлена классификация ИП биосигналов сердечного ритма.

ИП сигнала артериальной пульсации крови могут быть использованы для формирования диагностических показателей сердечного ритма. В большинстве случаев данные ИП основаны на регистрации периферических артериальных пульсаций крови и являются составной частью экспресс систем управления эластичностью артериальных сосудов человека. По своей структуре ИП сигнала периферической артериальной пульсации крови представляют собой либо сфигмографические системы, либо плетизмографические системы регистрации и обработки биосигнала. Для формирования диагностического показателя используется анализ изменчивости длительностей кардиоинтервалов (КИ), определяемых как интервалы между двумя соседними систолическими максимумами пульсовых волн [1].



Рисунок 1.12 – Измерительные преобразователи биосигналов сердечного ритма

Сфигмографические ИП 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 [2]. 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 1.13 – Обобщенная структурная схема сфигмографического ИП артериальной пульсации крови

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

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 артериальной пульсации крови на механические плетизмографические ИП, электроплетизмографические и фотоплетизмографические 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 полезного сигнала, блок обработки сигнала.

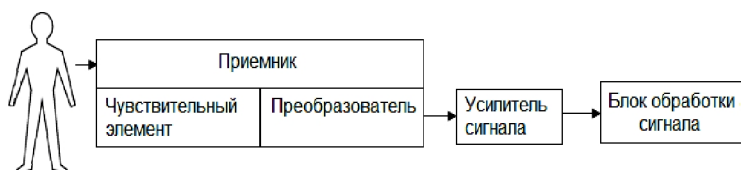


Рисунок 1.14 – Обобщенная структурная схема механического ИП артериальной пульсации крови

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 [2].

Пневмомеханические плетизмографические 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 [3].

В качестве преобразователей сигнала в пневмомеханических плетизмографических ИП используются капсула Маррея, преобразующие 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 [2, 4].

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 сосуда-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 артерий [5].

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, ко-

нечности, 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 [2, 6]:

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

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 [5].

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

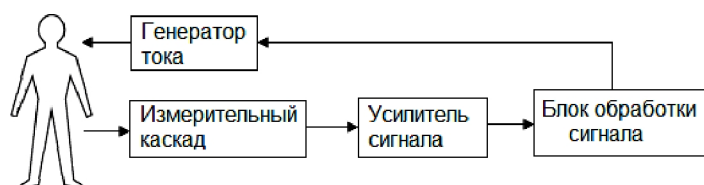


Рисунок 1.15 – Обобщенная структурная схема аппаратных средств электроплетизмографических ИП артериальной пульсации крови

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 [6].

Принципиальным недостатком электроплетизмографических ИП артериальной пульсации крови являются сложные количественные взаимоотношения между данными электрических величин и данными об объеме крови в исследуемом участке тела [2]. 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 [6]. 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 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.

В фотоплетизмографических ИП артериальной пульсации крови участок ткани, в которой исследуется артериальная пульсация кровотока, например, палец руки (рисунок 1.17), располагают на пути луча света между источником излучения и фотоприемником.

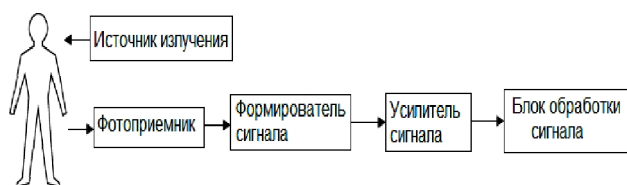


Рисунок 1.16 – Обобщенная структурная схема ИП артериальной пульсации крови



Рисунок 1.17 – Регистрация фотоплетизмограммы

Зависимость поглощения света от времени имеет две составляющие (рисунок 1.18): 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 [7, 8].

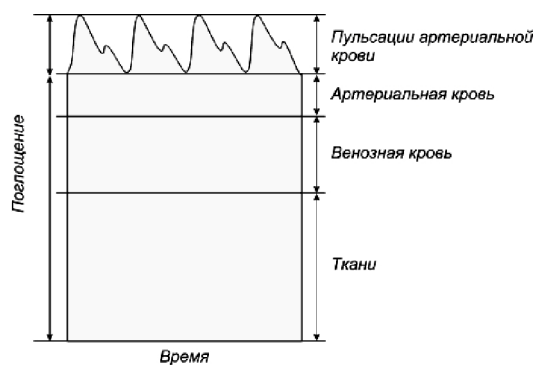


Рисунок 1.18 – Компоненты поглощения света

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 1.19. 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. Действительно, при увеличении давления размеры сосудов, наполненных кровью, увеличиваются, и соответственно, увеличивается коэффициент светопоглощения.

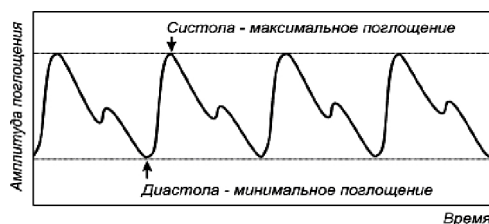


Рисунок 1.19 – Фотоплетизмограмма периферического пульса

В настоящее время фотоплетизмографические ИП являются наиболее перспективными для определения показателей эластичности артериальных сосудов. Необходимо заметить, что фотоплетизмографический метод неинвазивной регистрации биосигналов периферической пульсовой волны находит широкое применение в инструментальной диагностике, и в частности, применяется для мониторинга частоты сердечных сокращений, степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом [9, 10].

Анализ исследований, проведенных различными авторами в данной области, дает основание полагать, что применение фотоплетизмографических ИП сигнала артериальной пульсации крови в системах управления эластичностью артериальных сосудов является клинически наиболее приемлемым и многообещающим подходом для определения показателей эластичности артериальных сосудов и раннего выявления патологических процессов [11–15].

ИП сигнала биоэлектрической активности сердца на данный момент являются наиболее распространенными среди используемых ИП параметров сердечного ритма. Данные преобразователи основаны на регистрации и обработке электрокардиографического (ЭКГ) сигнала. Диагностический показатель формируется на основе анализа хронотропной структуры сердечного ритма, в частности, анализ изменчивости длительностей кардиоинтервалов (КИ) – интервалов между двумя соседними R-зубцами ЭКГ [16].

ИП сигнала биоэлектрической активности сердца регистрируют разность потенциалов, обусловленных биоэлектрической активностью сердца с поверхности биологического объекта, усиливают ЭКГ сигналы и преобразуют их в измерительную информацию. В состав ИП сигнала биоэлектрической активности сердца входят электроды, формирователь сигнала, усилитель ЭКГ сигнала и блок обработки сигнала.

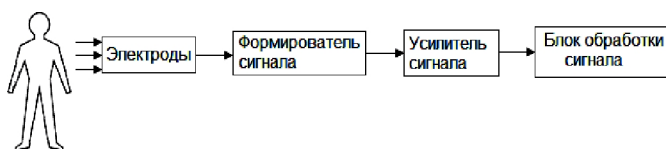


Рисунок 1.20 – Функциональная схема ИП сигнала биоэлектрической активности сердца

Первичным элементом ИП являются электроды, служащие для гальванической связи кожных покровов и входных каскадов ИП.

Параметры ИП сигнала биоэлектрической активности сердца, такие как количество электродов, число каналов, характеристики усилительного тракта определяются функциональным назначением диагностической системы.

Рассмотрим особенности построения ИП сигнала биоэлектрической активности сердца.

По количеству каналов ИП сигнала биоэлектрической активности сердца можно разделить на одноканальные и многоканальные ИП. В экспресс системах мониторинга параметров сердечного ритма используются одноканальные ИП, в то время как многоканальные ИП используются в задачах контурного анализа ЭКГ сигнала и в задачах ЭКГ-картирования [17].

По типу отведений ИП сигнала биоэлектрической активности сердца можно разделить на три группы:

- 1) ИП, использующие однополярные отведения;
- 2) ИП, использующие биполярные отведения;
- 3) ИП, использующие комплексные отведения.

Напряжение при однополярном отведении представляет собой разность потенциалов между активным электродом, находящимся на поверхности тела, и точкой соединения нескольких электродов, расположенных, например, на конечностях. Примером однополярных отведений являются грудные отведения по Вильсону V_1 - V_6 [6, 18].

В экспресс системах мониторинга параметров сердечного ритма наиболее распространены ИП, использующие биполярные отведения. Напряжения при биполярном отведении представляет собой разность потенциалов между двумя электродами. Классическим примером биполярных отведений являются стандартные отведения Эйнтховена I, II, III.

При комплексном отведении электроды подключены к пассивной электрической цепи резисторов, на выходе которой регистрируется напряжение отведения. Примером комплексных отведений служат векторкардиографические системы отведения по Франку [18].

По типу амплитудно-частотной характеристики ИП сигнала биоэлектрической активности сердца можно разделить на ИП, используемые для оперативного мониторинга сердечного ритма, полоса частот для таких ИП обычно составляет 0,5 – 50 Гц, на ИП, применяемые в клинических системах с полосой частот 0,05 – 100 Гц и на ИП в системах анализа ЭКГ высокого разрешения, где полоса частот составляет 0,01 – 500 Гц [6, 19].

Различают два варианта построения источника питания ИП: автономный и сетевой. При питании ИП от сети переменного напряжения, а также при соединении с внешним приемным устройством применяют гальваническую развязку. Автономное питания более безопасно и позволяет повысить отношение амплитуды сигнала к помехе.

Кроме перечисленных ранее признаков ИП биоэлектрической активности сердца можно классифицировать по схемотехническому построению. При этом можно рассматривать различные структурные элементы входящие в состав ИП.

Можно выделить два варианта построения входных каскадов ИП:

- ИП, в основу которых положен принцип мультиплексирования аналоговых сигналов в АЦП;
- ИП, построенные с использованием многоразрядных АЦП, устанавливаемых на каждый канал;

Структурная схема ИП построенных по первому варианту содержит: блок формирования сигналов отведений, дифференциальные усилители ДУ, усилители переменного напряжения УПН, мультиплексор, АЦП, микроконтроллер и подавитель синфазной помехи (рисунок 1.21).

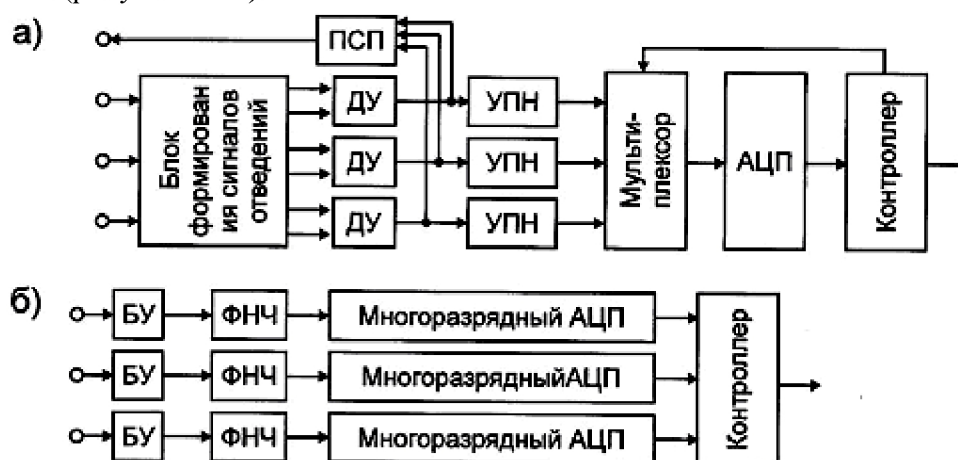


Рисунок 1.21 – Структурные схемы 3-х канальных ИП биоэлектрической активности сердца: а) построенного по принципу мультиплексирования аналоговых сигналов в АЦП; б) построенного с использованием многоразрядных АЦП, устанавливаемых на каждый канал. Вариант построения ИП с использованием многоразрядных АЦП (24 разряда и выше) представлен на рисунке 1.21б. В этом случае каждый канал включает входной буферный усилитель, ФНЧ, АЦП.

Главными преимуществами такого варианта являются:

- Отсутствие прецизионных резисторов на входе ИП;
- Отсутствие нейтрального электрода;
- Отсутствие коммутирующих элементов;

Детектор плохого контакта в системе отведений, который позволяет своевременно устранять отсоединение электродов или плохой контакт электрода с кожей и может строиться схемотехнически или программно. В обоих случаях принцип действия детектора плохого контакта основан на том, что при отсоединении электрода резко возрастает амплитуда наводки сети питания в сигнале соответствующего отведения. В случае схемотехнической реализации, возможно отслеживать сигнал на выходе первичных дифференциальных усилителей, которые входят в насыщение при плохом контакте или отсоединении электродов.

Программная реализация детектора плохого контакта свойственна ИП биоэлектрической активности сердца, построенным с применением Сигма-дельта АЦП, в которых преобразование и обработка электрокардосигнала осуществляется микроконтроллером. На качество подавления синфазного сигнала влияет схема подключения экрана кабеля отведений, которая может быть пассивной, то есть экран кабеля отведений подключается к общей точке ИП, или активной, при которой экран кабеля отведения подключается к выходу повторителя, на вход которого подается сигнал данного отведения, либо сигнал, усредненный по нескольким отведениям. Активное экранирование кабеля отведений позволяет сократить его емкость, уменьшить, вносимые им помехи, и повысить

коэффициент ослабления синфазного сигнала. Делитель напряжения с коэффициентом передачи 0,99, уменьшает амплитуду сигнала, поступающего на экран, благодаря чему повышается помехоустойчивость схемы.

Обобщенная структурная схема классификации ИП биоэлектрической активности сердца приведена на рисунке 1.22.



Рисунок 1.22 – Структурная схема классификации ИП биоэлектрической активности сердца

Процессу регистрации биопотенциалов сердца с поверхности тела человека свойственно присутствие помех различной природы: помехи, природа возникновения которых обусловлена электродами, помехи физической природы, связанные с воздействием окружающих электромагнитных помех и помехи биологической природы, связанные с движением и дыханием обследуемого, а также с наличием биоэлектрической активности мышц.

Существует два основных источника помех, природа которых связана с электродами: кожно-электродный импеданс и электродные разности потенциалов (контактные и поляризационные).

Первый источник помех обусловлен сопротивлением электрод-кожа, а также нестабильностью этого сопротивления. На низких частотах сопротивление электрод-кожа можно считать активным, изменяющимся от нескольких десятков кОм до единиц МОм. Сопротивление не подготовленного, но смазанного гелем участка кожи размером 1 см² в различных частях тела на частоте 1 Гц варьируется от 10 кОм до 1 МОм, на частоте 100 кГц составляет около 220 Ом, а на частоте 1 МГц – 120 Ом. Для уменьшения кожно-электродного импеданса кожа в области установки электродов обезжиривается смесью спирта и эфира. Электроды покрываются токопроводящей пастой, представляющей собой электролит, диффундирующий в поры кожи и заполняющий свободные места под электродом. Паста позволяет обеспечивать длительное время хорошую проводимость.

Разброс и нестабильность переходного сопротивления кожа-электрод вызывают разбаланс входных цепей ИП и резкое увеличение амплитуды синфазной помехи, связанной

с сетью питания. Межэлектродное сопротивление соответствует внутреннему сопротивлению источника биоэлектрического сигнала и включает в себя сопротивления переходов кожа-электрод (обычно принимают изменяющимся в диапазоне от 5 до 100 кОм).

Вторым источником помех являются электрохимические реакции, происходящие на поверхности соприкосновения материала электродов с электролитом токопроводящей пасты и вырабатывающие разность потенциалов между электродом и телом (0,3 – 1 В). Регистрация напряжения осуществляется между двумя одинаковыми электродами, поэтому происходит частичная компенсация контактной разности потенциалов. При этом некомпенсированная разность потенциалов может достигать 0,1 – 0,4 В и изменяет свое значение во времени. Ослабление контактной разности потенциалов осуществляется за счет распределения усиления между каскадами усилительного тракта. При движении пациента происходит смещение электродов, двойной электрический слой у поверхности раздела разрушается, создавая скачки контактной разности потенциалов, АЧХ которых находится в полосе частот полезного сигнала. Кроме того, при протекании тока через границу раздела двух фаз возникают поляризационные разности потенциалов.

Эффективные конструкции электродов позволяют уменьшить сопротивление электрод-кожа, его изменения и двигательные артефакты, благодаря чему появляется возможность не подготавливать кожу перед установкой электродов и не применять гель. При этом упрощается процедура наложения электродов и уменьшается дискомфорт для пациента.

Основным источником помех физической природы является сеть питания переменного тока. Воздействие помех подобного рода приводит к появлению синфазных помех на входах усилительного тракта ИП, амплитуда синфазных помех превосходит в десятки и сотни раз амплитуду полезного сигнала биоэлектрической активности сердца. В настоящее время используется два способа подавления подобных помех: аппаратный и программный или их совместное использование для повышения эффективности наблюдения и точности определяемых показателей [49].

Для реализации аппаратного способа используется нейтральный электрод и блок подавления синфазной помехи. На вход блока подавления синфазной помехи поступает сигнал, сформированный путем суммирования входных сигналов усилительного тракта ИП. Блок подавления синфазной помехи усиливает и инвертирует входной сигнал. С выхода блока подавления синфазной помехи, сигнал через нейтральный электрод поступает на тело пациента, тем самым уменьшая сигнал синфазной помехи [20, 21].

Программный способ подавления синфазных помех заключается в использовании различных методов цифровой фильтрации [22].

Миографические помехи, вызванные биоэлектрической активностью мышц, расположенных в области наложения электродов, имеют отличные частотные характеристики от сигнала биоэлектрической активности сердца, а также имеют намного меньшую амплитуду. Таким образом, использование методов линейной частотной фильтрации позволяет достаточно эффективно подавлять помехи данного типа [19, 22].

Дыхание пациента вызывает дрейф изолинии сигнала биоэлектрической активности сердца и может приводить к погрешностям в определении показателей сердечного ритма. В тоже время, частота дыхания человека отлична от основной полосы частот сигнала биоэлек-

трической активности сердца, и таким образом, эффективное подавление дыхательных помех также возможно с помощью методов линейной частотной фильтрации.

Двигательные артефакты вызывают сильное искажение в форме сигнала биоэлектрической активности сердца и могут приводить к большим погрешностям в определении показателей сердечного ритма. В силу того, что помехи данного рода отличаются случайным характером их проявления, то борьба с ними представляет собой нетривиальную задачу. Основным способом подавления такого рода помех является использование алгоритмов корреляционной обработки данных и осуществление процедуры регистрации биосигналов максимально свободной от их проявления.

1.5 Показатели сердечного ритма в системах контроля состояния человека

Сердечный ритм является важным физиологическим показателем, отражающим процессы вегетативной, нейро-гуморальной и центральной регуляции в сердечно-сосудистой системе и организме человека в целом [23, 24]. Это определяет неослабевающий интерес к исследованию изменчивости сердечного ритма в норме и патологии для создания диагностических методик в авиакосмической и спортивной медицине, кардиологии, анестезиологии, реаниматологии, неврологии [16, 25]. В настоящее время большинство исследователей используют термин вариабельность сердечного ритма (ВСР) как обобщающее понятие для всех методов исследования и определения показателей сердечного ритма.

Методы анализа ВСР основаны на применении различных методик математической обработки к последовательности значений КИ с целью вычисления показателей ВСР, отражающих состояние сердечно-сосудистой системы человека.

В настоящее время наибольшее распространение для оценки состояния сердечно-сосудистой системы человека получили статистические, геометрические и спектральные методы анализа ВСР [16, 26]. Кроме того для этих целей применяются методы нелинейной динамики [19, 21].

Статистические методы применяются для непосредственной количественной оценки ВСР за исследуемый промежуток времени. При их использовании сердечный ритм рассматривается как совокупность последовательных временных интервалов. Наиболее важными статистическими последовательности КИ являются:

1) $SDNN$ – среднеквадратичное отклонение (выражается в мс) величин КИ за весь рассматриваемый период:

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (NN_i - \overline{NN})^2},$$

где: NN_i – значение i -го КИ, $\overline{NN}$ – среднее значение длительностей КИ, N – размер выборки КИ.

2) $RMSSD$ – квадратный корень из суммы квадратов разности величин последовательных пар КИ (выражается в мс):

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (NN_{i+1} - NN_i)^2}$$

- 3) $NN50$ – количество пар последовательных КИ, различающихся более чем на 50 миллисекунд, полученное за весь период записи;
- 4) $pNN50$ – процент $NN50$ от общего количества последовательных КИ, полученных за весь период записи (выражается в %).
- 5) CVr – коэффициент вариации, представляющий собой нормированную оценку дисперсии (выражается в %):

$$CVr = \frac{SDNN^2}{NN} \cdot 100\%$$

Необходимо заметить, что показатели $RMSSD$, $NN50$, $pNN50$ применяются для оценки коротковолновых колебаний и коррелируют между собой. Показатель $SDNN$ оценивает общую мощность и отражает все циклические колебания в структуре ВСР [16, 26].

К числу **геометрических методов** прежде всего относится так называемая вариационная пульсометрия. Этот метод был разработан еще в начале 60-х годов применительно к задачам космической медицины и затем получил дальнейшее развитие в физиологических и клинических исследованиях [8, 26]. Сущность вариационной пульсометрии заключается в изучении закона распределения кардиоинтервалов как случайных величин. Последовательность значений длительностей КИ может быть преобразована в геометрическую структуру: распределение плотности длительностей КИ или гистограмму распределения длительностей КИ. Существует несколько подходов к определению геометрических показателей ВСР.

Одним из основных и наиболее распространенных подходов является непосредственное преобразование параметров геометрической структуры в диагностические показатели ВСР. Наиболее часто используются следующие параметры гистограммы распределения длительностей КИ:

- 1) Мода распределения M – наиболее часто встречающееся в данной выборке значение КИ (выражается в мс). При нормальном распределении и высокой стационарности исследуемого процесса мода распределения мало отличается от математического ожидания;
- 2) Амплитуда моды A_m – для значений длительностей КИ, соответствующих значению моды, к общему числу КИ (выражается в %);
- 3) Вариационный размах ΔX – разность между максимальным и минимальным значением длительности КИ в выборке (выражается в мс);
- 4) Триангулярный индекс HRV – отношение общего количества КИ к амплитуде моды.

При построении вариационных гистограмм первостепенное значение имеет выбор способа группировки данных. В многолетней практике сложился традиционный подход к группировке кардиоинтервалов в диапазоне от 0,40 до 1,30 с и интервалом в 8 мс [8, 16]. Тем не менее, ряд исследователей используют более крупный интервал группирования – 50 мс [23, 26].

Другим подходом к формированию геометрических показателей ВСР является интерполяция кривой плотности распределения длительностей КИ кусочно-линейной функцией (так называемая треугольная интерполяция) и в вычислении показателя $TINN$. $TINN$ – ширина основания распределения, измеренная как основание треугольника, полученного при аппроксимации гистограммы распределения значений длительностей КИ.

Помимо гистограмм распределения длительностей КИ в анализе ВСР применяют методику построения и анализа скаттерограмм. Скаттерограмма (Lorenz plot) представляет собой графическое изображение пар КИ на двумерной координатной плоскости, по обеим осям которой отложены, соответственно, временные значения предыдущего и последующего интервалов. При построении скаттерограммы образуется совокупность точек, центр которых располагается на биссектрисе. Расстояние от центра до начала осей координат соответствует наиболее ожидаемой длительности сердечного цикла. Величина отклонения точки от биссектрисы влево показывает, насколько данный сердечный цикл короче предыдущего, вправо от биссектрисы – насколько он длиннее предыдущего. Нормальная форма скаттерграммы представляет собой эллипс, вытянутый вдоль биссектрисы [26].

Данный метод предоставляет возможность качественного анализа временной структуры ВСР, тем не менее, можно использовать следующие количественные показатели:

- 1) длина основного (без экстрасистол и артефактов) “облака” - длинная ось эллипса L , соответствующая вариационному размаху. По физиологическому смыслу этот показатель не отличается от SDNN, т.е. отражает суммарную мощность регуляции ВСР, но при этом указывает на максимальную амплитуду изменения длительностей КИ;
- 2) ширина скаттерограммы w – перпендикуляр к длинной оси, проведенный через ее середину;
- 3) площадь скаттерограммы S вычисляется по формуле площади эллипса:

$$S = \frac{1}{4} \pi L w$$

Спектральные методы анализа ВСР получили в настоящее время очень широкое распространение. Применение спектрального анализа сердечного ритма позволяет количественно оценить различные частотные составляющие колебаний ритма сердца и получить наглядное графическое представление о соотношениях спектральных компонент сердечного ритма, отражающих активность определенных звеньев регуляторного механизма [27]. Анализ спектральных параметров дает информацию о распределении мощности в зависимости от частоты изменения длительностей КИ во времени, при этом полагается, что эти колебания носят гармонический характер, обусловленный физиологической природой процессов регуляции сердечного ритма [17, 26, 28].

Различают параметрические и непараметрические методы спектрального анализа. К первым относится авторегрессионный анализ, ко вторым – методы на основе применения преобразований Фурье. Обе эти группы методов дают сравнимые результаты [16].

Использование авторегрессионного анализа требует создание определенной модели, соответствующей анализируемому объекту. К преимуществам параметрического метода можно отнести:

- 1) более гладкий вид зависимости спектральной плотности мощности от частоты,
- 2) достаточно точная оценка спектральной плотности мощности даже при малом количестве КИ.

Основным недостатком параметрических методов является необходимость верификации выбранной модели и ее сложность (высокий порядок модели) и принципиальная невозможность сравнивать результаты анализа ВСР, полученные с помощью разных моделей.

В современной клинической практике наибольшее распространение получили непараметрические методы спектрального анализа. К преимуществам таких методов относят простоту используемого алгоритма (в большинстве случаев это быстрое преобразование Фурье) и быстроту вычислений [16].

Рассмотрим основные этапы реализации непараметрического спектрального анализа ВСР.

Исходная последовательность значений длительностей КИ представляет собой временную функцию с нерегулярными отсчетами. Для корректного осуществления Фурье-преобразования, необходимо провести аппроксимацию отсчетов с помощью гладких функций с последующей дискретизацией [16, 18, 29]. Для реализации данного шага наиболее часто применяют интерполяцию с помощью полиномов или сплайнов разной степени. Заметим, что спектральная плотность мощности будет зависеть как от интервала дискретизации, так и от метода интерполяции.

На следующем этапе необходимо полученную временную функцию умножить на сглаживающее окно. Основное назначение этой процедуры заключается в уменьшении величины спектрального смещения. В качестве сглаживающего окна наиболее часто применяют окно Хана, Хеннинга, Хемминга и пр. [27].

Заключительным шагом является нахождение дискретного преобразования Фурье (ДПФ) от полученной временной функции. В качестве алгоритма ДПФ для увеличения скорости выполнения математических операций, особенно в системах мониторинга, используется алгоритм быстрого преобразования Фурье (БПФ). На рисунке 1.23 приведены (сверху вниз) типовые зависимости длительностей КИ от времени и спектральной плотности мощности от частоты соответственно.

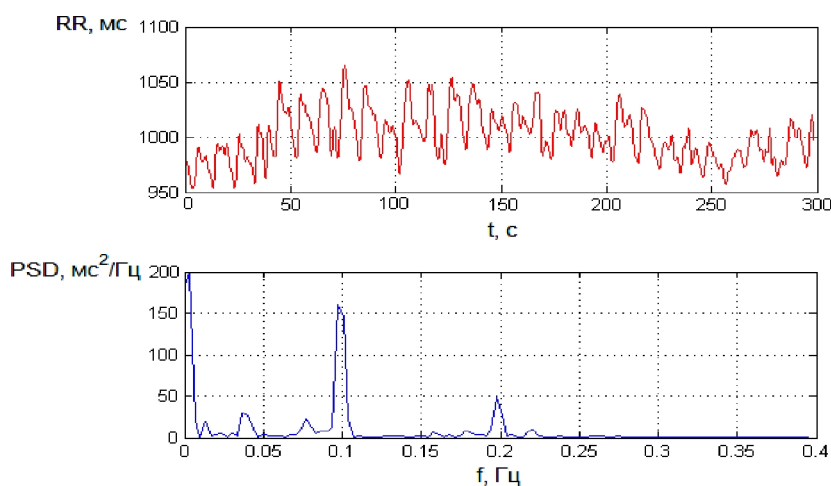


Рисунок 1.23 – Сверху вниз: зависимость длительностей КИ от времени, зависимость спектральной плотности мощности от частоты

Одним из альтернативных методов выполнения преобразования Фурье является получение периодограмм Уэлча. Суть этого метода заключается в том, что исходная последовательность КИ разбивается на несколько сегментов с 50% перекрытием, затем ДПФ применяется к каждому сегменту отдельно, результирующая величина спектральной плотности мощности получается в результате усреднения по всем сегментам [18, 27].

Также известен способ определения спектральной мощности без предварительного осуществления процедуры аппроксимации нерегулярных отсчетов последовательности КИ – использование метода периодограмм Ломба (Lomb) [22]. Однако было установлено, что адекватная интерполяция и последующее преобразование Фурье являются более эффективными [29].

При спектральном анализе ВСР важное значение имеет длительность анализируемой выборки. При коротких записях (5 минут) выделяют три главных спектральных компоненты. Эти компоненты соответствуют диапазонам дыхательных волн и медленных волн регуляции 1-го и 2-го порядка [23, 24]. В западной литературе соответствующие спектральные компоненты получили названия высокочастотных (High Frequency – HF), низкочастотных (Low Frequency – LF) и очень низкочастотных (Very Low Frequency – VLF).

Данные спектральные компоненты, согласно существующим стандартам, [16] имеют следующие диапазоны частот:

- HF высокочастотный диапазон (дыхательные волны) – 0,15–0,4 Гц;
- LF низкочастотный диапазон (медленные волны 1-го порядка) – 0,04–0,15 Гц;
- VLF очень низкочастотный диапазон (медленные волны 2-го порядка) – 0,003 –0,04 Гц.

При анализе длительных записей (от нескольких часов до 24 часов) выделяют также и ультранизкочастотный компонент – Ultra Low Frequency (ULF) с частотами меньше 0,003 Гц [16].

Спектральными диагностическими показателями являются общая спектральная мощность во всех диапазонах, мощности спектральных составляющих в указанных диапазонах и их соотношение, характеризующее динамику изменения ВСР и баланс регуляции автономной нервной системы [17].

ГЛАВА 2 Моделирование процессов формирования ЭКГ сигналов в измерительных преобразователях показателей сердечного ритма

Развитие методов мониторинга состояния человека, посредством контроля за показателями ВСР, требует обеспечения помехоустойчивой регистрации сигналов, которая может быть достигнута выбором эффективных средств формирования ЭКГ сигналов. Одним из путей исследования средств формирования ЭКГ является моделирование биоэлектрической активности сердца и процессов формирования ЭКГ сигнала в измерительных преобразователях показателей сердечного ритма.

2.1 Формирование потенциалов на поверхности тела, обусловленных биоэлектрической активностью сердца

Основы моделирования биоэлектрической активности сердца описаны в работах Гезеловица Д.В. и Титомира Л.И. [30, 31]. В моделях электрического генератора сердца используются различные подходы в формировании биопотенциалов, образованных на поверхности тела человека в результате биоэлектрической активности сердца. В основе всех подходов лежит представление о том, что первичным источником электромагнитного поля являются сторонние токи, протекающие в мембранах клеток, которые можно описать при помощи поля плотности стороннего тока $\vec{J}$.

Исследование электромагнитных полей организма можно проводить в рамках изучения уравнений электродинамики постоянных токов, которые являются упрощенным вариантом уравнений Максвелла. Электромагнитное поле описывается четырьмя основными уравнениями, записанными в дифференциальной форме:

$$\begin{aligned}\operatorname{rot} \vec{E} &= -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \\ \operatorname{rot} \vec{H} &= \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \\ \operatorname{div} \vec{D} &= q \\ \operatorname{div} \vec{B} &= 0\end{aligned}$$

где: $\vec{E}$ и $\vec{H}$ – векторы напряженности электрического и магнитного поля; $\vec{D}$ и $\vec{B}$ – векторы электрической и магнитной индукции; $\vec{J}$ – вектор пространственной плотности электрического тока; q – объемная плотность свободных электрических зарядов.

Для связи векторов электромагнитного поля и характеристик среды применяются материальные уравнения, которые в частном случае для однородной изотропной среды записываются в следующем виде:

$$\begin{aligned}\vec{D} &= \varepsilon_a \vec{E} \\ \vec{B} &= \mu_a \vec{H} \\ \vec{J} &= \vec{J}_c + \vec{J} \\ \vec{J}_c &= \sigma \vec{E}\end{aligned}$$

где: ϵ_a – абсолютная диэлектрическая проницаемость среды, μ_a – абсолютная магнитная проницаемость среды, σ – удельная электропроводность среды, $\vec{J}_c$ – вектор пространственной плотности кулоновского тока.

Дифференциальные уравнения Максвелла можно переписать для гармонически изменяющегося поля, заменив переменные величины комплексным представлением, и затем разделив уравнения на множитель $e^{j\omega t}$.

$$\begin{aligned} \text{rot} \vec{E} &= -j\omega \vec{B} \\ \text{rot} \vec{H} &= \vec{J} + j\omega \vec{D} \\ \text{div} \vec{J} &= j\omega q \end{aligned}$$

где: $\omega = 2\pi f$ – угловая частота.

В этом случае величины $\vec{E}$, $\vec{H}$, $\vec{D}$, $\vec{B}$ представляют собой комплексные амплитуды. Для закона сохранения количества электричества, выражаемого уравнением непрерывности электрического тока, можно записать уравнение, связывающее пространственную плотность тока и объемную плотность электрических зарядов:

$$\text{div} \vec{J} = -j\omega q$$

Выражение для напряженности электрического поля имеет вид:

$$\vec{E} = -\text{grad} \phi - \frac{\partial \vec{A}}{\partial t}$$

где: ϕ , $\vec{A}$ – скалярный и векторный потенциалы электромагнитного поля.

Скалярный и векторный потенциалы электромагнитного поля связаны нормировочным уравнением, которое имеет вид:

$$\text{div} \vec{A} + \epsilon_a \mu_a \frac{\partial \phi}{\partial t} + \mu_a \sigma \phi = 0$$

Для вывода уравнений для векторного и скалярного потенциалов можно использовать второе уравнение Максвелла.

$$\begin{aligned} \Delta \vec{A} - \epsilon_a \mu_a \frac{\partial^2 \vec{A}}{\partial t^2} - \mu_a \sigma \frac{\partial \vec{A}}{\partial t} &= -\mu_a \vec{J} \\ \text{div} \left(\vec{E} + \frac{\partial \vec{A}}{\partial t} \right) &= -\text{div}(\text{grad} \phi) \end{aligned}$$

Выразив векторный потенциал из калибровочного уравнения, можно получить дифференциальное уравнение для скалярного потенциала:

$$\Delta \phi - \epsilon_a \mu_a \frac{\partial^2 \phi}{\partial t^2} - \mu_a \sigma \frac{\partial \phi}{\partial t} = -\frac{q}{\epsilon_a}$$

Полученные уравнения для векторного и скалярного потенциалов можно переписать в комплексном виде:

$$\Delta \bar{A} + k^2 \bar{A} = \mu_a \bar{J}$$

$$\Delta \varphi + k^2 \varphi = -\frac{q}{\varepsilon_a}$$

где: $k^2 = \omega^2 \varepsilon \mu - j\omega \mu \sigma$.

В рассматриваемой задаче описания электромагнитного поля генератора сердца, первое слагаемое, входящее в состав последнего выражения, незначительно и им можно пренебречь [31], тогда решения уравнения для однородной, изотропной и неограниченной среды имеют вид:

$$\bar{A}(\bar{r}) = \frac{\mu_a}{4\pi} \int_V \frac{\bar{J} \cdot e^{-jkR}}{R} dV$$

$$\bar{\varphi}(\bar{r}) = \frac{1}{4\pi\varepsilon_a} \int_V \frac{q \cdot e^{-jkR}}{R} dV$$

где: R – модуль вектора, направленного от текущей точки интегрирования $\vec{r}_0$ к заданной точке наблюдения $\vec{r}$.

Для выражения плотности заряда через плотность стороннего тока можем записать выражение:

$$q = -\frac{\varepsilon_a}{\sigma + j\omega\varepsilon_a} \operatorname{div} \bar{J}$$

С учетом этого запишем выражение для скалярного потенциала в виде:

$$\varphi(\bar{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma_c} \int_V \frac{\operatorname{div} \bar{J} \cdot e^{-jkR}}{R} dV$$

где: $\sigma_c = \sigma \cdot (1 + \frac{j\omega\varepsilon_a}{\sigma})$ – комплексная удельная электропроводность.

При максимальной частоте изменения интенсивности биоэлектрического генератора $f \approx 1000$ Гц, отношение $\frac{\omega\varepsilon_a}{\sigma} \approx 3 \cdot 10^{-5}$, тогда $\sigma_c \approx \sigma$, для рассматриваемого электромагнитного поля $e^{-jkR} \approx 1$ [31]. В этом случае выражение для скалярного потенциала электромагнитного поля имеет вид:

$$\varphi(\bar{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma} \int_V \frac{-\operatorname{div} \bar{J}}{R} dV$$

Исходя из физического смысла оператора дивергенции, величина $\Psi = \operatorname{div} \bar{J}$ характеризует плотность источников и стоков поля плотности стороннего тока. С учетом указанных упрощений, векторный потенциал для элементарного генератора выражается как:

$$\bar{A} = \frac{\mu_0}{4\pi R} \bar{J} dV$$

Подставив последнее выражение в калибровочное уравнение, после преобразований можно получить выражение скалярного потенциала элементарного генератора:

$$\varphi = \frac{\bar{R} \cdot \bar{J} dV}{4\pi\sigma R^3}$$

где: $\bar{J}dV$ имеет смысл дипольного момента элементарного источника стороннего тока.

Для описания элементарного генератора биоэлектрического тока, можно ввести идеализированный генератор тока, представляющий собой тонкую нить стороннего тока L , имеющую произвольную форму в пространстве и характеризующуюся постоянным значением тока I . В этом случае электрическое поле определяется двумя точечными источниками тока – монополями, расположенными на концах нити, занимающими бесконечно малый объем пространства и характеризующимися конечным суммарным током – положительным, если ток истекает из точки в среду, или отрицательным, если ток стекает в точку из среды.

В точке положения монополя характеристики электрического поля обращаются в бесконечность, и соответствующую ему плотность источников можно формально описать пространственной дельта функцией. Тогда, можно получить выражение для электрического потенциала монополя:

$$\varphi(\bar{r}) = \frac{I}{4\pi\sigma R}$$

где: R – расстояние от монополя до точки наблюдения, I – суммарный ток монополя.

Два монополя с равными по абсолютной величине I , но противоположными по знаку токами, расположенными на ненулевом расстоянии d друг от друга, образуют реальный (конечный) токовый диполь (рисунок 2.1). Токовый диполь характеризуется вектором дипольного момента $\vec{D}$, направленным от отрицательного монополя к положительному и равным по абсолютной величине произведению $I \cdot d$. Можно записать выражение для потенциала реального токового диполя:

$$\varphi(\bar{r}) = \frac{I}{4\pi\sigma r_+} + \frac{-I}{4\pi\sigma r_-} = \frac{I}{4\pi\sigma} \left(\frac{1}{r_+} - \frac{1}{r_-} \right)$$

где r_- и r_+ – расстояния от отрицательного и положительного монополей до точки наблюдения Р.

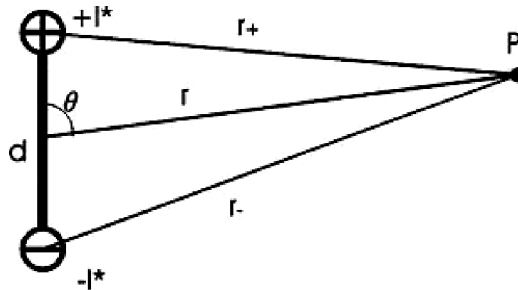


Рисунок 2.1 – Схема формирования потенциала в точке Р от конечного токового диполя

Идеальный (точечный) токовый диполь отличается от реального токового диполя тем, что расстояние между монополями равно нулю. Выражение для потенциала идеального

токового диполя) можно получить из выражения для потенциала реального токового диполя, если перейти к пределу при стремлении расстояния d между монополями к нулю и тока I к бесконечности с сохранением постоянного значения произведения $I \cdot d$. Тогда можно приближенно считать, что $r_- = r_+ = r$.

$$\varphi(\bar{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma} \text{grad}\left(\frac{1}{r}\right) \cdot \bar{D} = \frac{1}{4\pi\sigma} \frac{\bar{D} \cdot \bar{r}}{|\bar{r}|^3} = \frac{1}{4\pi\sigma} \frac{|\bar{D}| \cos \theta}{|\bar{r}|^2}$$

где: $r = (r_x, r_y, r_z)$ – вектор отведения – вектор, направленный из точки расположения диполя в точку P_i , θ – угол, между вектором дипольного момента D и вектором отведения r .

В основе моделирования биоэлектрической активности сердца лежит представление о том, что распространение возбуждения по миокарду представляет собой перемещение двойного слоя источников тока: истоков (ионы движутся из клетки наружу) и стоков (ионы движутся внутрь клетки). Выведем выражение для потенциала создаваемого простым слоем источников тока с поверхностной плотностью источников Ψ , для этого запишем выражение для скалярного потенциала электромагнитного поля, используя интегрирование по поверхности простого слоя источников тока:

$$\varphi(\bar{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma} \int_S \frac{\Psi}{R} \cdot dS$$

где: S – элементарная площадь поверхности двойного слоя.

Поверхностный двойной слой источников тока образуется в результате предельного перехода при сближении двух параллельных простых слоев с равными по величине, но противоположными по знаку плотностями источников в смежных точках.

$$\varphi(\bar{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma} \int_S \frac{\Psi}{R_+} \cdot dS - \frac{1}{4\pi\sigma} \int_S \frac{\Psi}{R_-} \cdot dS$$

Для равномерного двойного слоя, у которого плотность источников одинакова по всей поверхности:

$$\varphi(\bar{r}) = \frac{\Psi}{4\pi\sigma} \int_S \frac{R_- - R_+}{R_+ R_-} \cdot dS$$

При предельном сближении простых слоев расстояние между слоями стремится к нулю, плотность источников стремится к бесконечности, а произведение плотности на расстояние остается постоянным и характеризует интенсивность результирующего двойного слоя:

$$\varphi(\bar{r}) = \frac{\Psi}{4\pi\sigma} \int_S \frac{\bar{d}}{R^2} \cdot d\bar{S}$$

или:

$$\varphi(\bar{r}) = \frac{\bar{D}_s \cdot \bar{R}}{4\pi\sigma R^3}$$

где: $\bar{D}_s = \Psi \bar{d}$ – поверхностная плотность дипольного момента (момент двойного слоя), d – расстояние между двумя простыми слоями.

В основе известных моделей электрического генератора сердца лежат уравнения, связывающие параметры первичного биоэлектрического генератора сердца с потенциалом в точке наблюдения [30, 31]. По способу математического описания модели электрического генератора сердца можно разделить на непрерывно распределенные и дискретные. В зависимости от ориентации вектора стороннего тока по отношению к поверхности или линии, на которой он распределен, непрерывно распределенные генераторы могут быть представлены токовым двойным слоем, поверхностным током, генераторной нитью. Примером дискретных эквивалентных генераторов являются дипольный, мультидипольный, мультипольный генератор сердца.

По характеру задания пространственного положения эквивалентные электрические генераторы сердца можно разделить на подвижные и неподвижные. При представлении электрического генератора сердца одной генераторной областью, электрический центр сердца находится вблизи средней точки этой области, а при представлении несколькими генераторными областями электрический центр сердца должен попасть в точку, в определенном смысле подобную “центру масс” этих областей. Электрический центр реального электрического генератора сердца взрослого человека за время одного кардиоинтервала изменяет свое положение.

Наиболее простой и результативной моделью, на которой основывается современная электрокардиографическая диагностика, является разработанное Эйнтховеном в 1913 году представление сердца в виде одного диполя, расположенного в центре равностороннего треугольника, вершинами которого являются: правая рука, левая рука и левая нога с установленными там электродами. В данной модели диполь находится изотропной проводящей среде и меняет модуль и направление вектора дипольного момента. К преимуществам дипольной модели относятся простота реализации и визуализации.

С целью дифференциации активности различных частей сердца были предложены многодипольные модели сердца, в которых сердце разделяется на несколько сегментов, и каждый сегмент представляется отдельным дипольным генератором, располагающимся примерно в центре сегмента [30]. В известных многодипольных моделях число диполей изменяется в широких пределах от девяти до нескольких тысяч диполей.

В многодипольных моделях дипольные источники тока обычно распределяются равномерно в стенке желудочков сердца и межжелудочковой перегородке. Для обеспечения устойчивости, то есть получения правильного решения обратной задачи в условиях помех и шумов, на векторы дипольных моментов накладываются ограничения: направление векторов дипольного момента обычно фиксировано, а абсолютное значение дипольного момента не может принимать отрицательные значения и изменяется в некотором диапазоне. Известна 12-дипольная модель электрического генератора сердца, в которой ориентация диполей совпадает с направлением фронта волны возбуждения в миокарде, а модуль дипольного момента принимает два значения: нулевое, соответствующее невозбужденному состоянию, и единичное, в момент прихода фронта волны возбуждения [31].

Еще одним подходом к созданию мультидипольных моментов является разработка реалистичных пространственных многодипольных моделей сердца, состоящих из нескольких тысяч диполей, расположенных в анизотропной среде. В этом случае многодипольный элек-

трический генератор сердца размещается внутри грудной клетки, имеющей сложную конфигурацию близкую к реальной, которая конструируется при помощи компьютерной томографии. Многодипольные моменты электрического генератора сердца обеспечивают более высокую точность аппроксимации электрического поля сердца, и позволяют наиболее подробно описать процесс распространения волны возбуждения в миокарде.

Известно применение модели электрической активности сердца, представляющей двойной слой источников тока на поверхности электрически активного миокарда. Данная модель учитывает геометрию желудочков и проводящей системы Гиса-Пуркинье, скорость распространения волны деполяризации по миокарду и проводящей системе сердца, форму трансмембранных потенциалов действия на эпикарде и эндокарде желудочков.

Другим подходом к формированию электрических потенциалов, образованных на поверхности тела человека в результате биоэлектрической активности сердца, является мультипольное разложение электрического поля. При этом количественными параметрами генератора являются мультипольные компоненты, а потенциал в проводнике вне генератора представляется в виде сходящегося ряда суммы произведений мультипольных компонент на постоянные коэффициенты. Ряд начинается с трех членов первого порядка – дипольных, член нулевого порядка или унипольный в рассматриваемых условиях всегда равен нулю. Начиная с некоторого порядка, вклад дальнейших членов разложения в потенциал уменьшается по мере увеличения их порядка. Если начало координат находится в геометрическом центре сердца, то доминирующую роль играют дипольные члены. На протяжении QRS комплекса одиночный диполь обуславливает 77% разложения поверхностного потенциала, тогда как диполь и квадруполь вместе взятые, обуславливают 86% этого распределения.

Распределение биопотенциалов на поверхности тела, в значительной степени зависит от свойств среды, которая окружает электрический генератор сердца: ее структуры и пассивных электрических характеристик. Как грудная клетка, так и брюшная полость по своему строению неоднородны. Удельное сопротивление последовательно увеличивается в направлении заполненных кровью полостей сердца к поверхности тела, среднее удельное сопротивление грудной клетки человека составляет 489 Ом·см.

2.2. Дипольная модель формирования желудочкового комплекса ЭКГ

В задачах мониторинга состояния организма, посредством контроля за показателями ВСП, для моделирования биоэлектрической активности сердца достаточно рассматривать только желудочковый комплекс. В этом случае описание биоэлектрического генератора сердца упрощается, и можно воспользоваться модифицированной дипольной моделью, в которой распространение электрического возбуждения в сердце описывается с помощью изменения во времени пространственного положения вектора дипольного момента по некоторой кривой.

Для задания модифицированной дипольной модели необходимо описать кривую-годограф вектора дипольного момента, динамические параметры диполя, ориентацию кривой в пространстве для эквивалентных электрических генераторов сердца.

Траектория движения электрического вектора сердца во время желудочкового комплекса сходна по форме с кардиоидой [30, 31]. При этом в норме

векторкардиографическая петля QRS-комплекса имеет незначительные отклонения от собственной плоскости. Собственная плоскость может проходить через анатомическую ось сердца. В рассматриваемых задачах моделирования биоэлектрической активности сердца отклонениями векторкардиографической петли QRS-комплекса от собственной плоскости можно пренебречь.

В рамках предложенной модели распространение электрического возбуждения в сердце можно описать с помощью изменения во времени пространственного положения вектора дипольного момента по кривой, имеющей форму кардиоиды с точкой возврата, расположенной в точке, соответствующей электрическому центру сердца (рисунок 2.2а).

Потенциал, формируемый диполем в точке наблюдения Р, определяется выражением. Поскольку годограф вектора дипольного момента соответствует области распространения электрического возбуждения в желудочках, то полученное изменение потенциалов во времени в точке наблюдения может быть использовано для описания желудочковой компоненты биоэлектрической активности сердца.

Уравнение кардиоиды в декартовой системе координат имеет вид:

$$(x^2 + y^2) \cdot (x^2 + y^2 - D_{\max} x) - \frac{D_{\max}^2 y^2}{4} = 0$$

где: $D_{\max}$ – расстояние от точки возврата кардиоиды до точки кардиоиды, находящейся на пересечении с продольной осью кардиоиды, соответствующее наибольшему значению модуля вектора дипольного момента.

Уравнение кардиоиды в полярной системе координат:

$$D = \frac{a}{2}(1 + \cos \Omega)$$

где: Ω – полярная координата; D – модуль вектора дипольного момента. Уравнение кардиоиды в параметрической форме:

$$\begin{cases} x = \frac{D_{\max}}{2} \cos \Omega \cdot (1 + \cos \Omega) \\ y = \frac{D_{\max}}{2} \sin \Omega \cdot (1 + \cos \Omega) \end{cases}$$

При описании одного цикла возбуждения желудочков сердца переменная Ω , являясь линейной функцией времени, изменяется от $-\pi$ до $+\pi$. Для моделирования цикличности работы сердца переменная Ω является кусочно-линейной функцией времени и задается следующим выражением:

$$\Omega(t) = \begin{cases} \left(\frac{t\omega_D}{\pi} - 1 \right) \pi, & t \in \left(nT_{RR}; \frac{2\pi}{\omega_D} + nT_{RR} \right) \\ \pi, & t \notin \left(nT_{RR}; \frac{2\pi}{\omega_D} + nT_{RR} \right) \end{cases}$$

где: ω_D – угловая скорость вращения вектора дипольного момента; T_{RR} – длительность кардиоинтервала; $n=0, 1, \dots, N$ – номер кардиоинтервала.

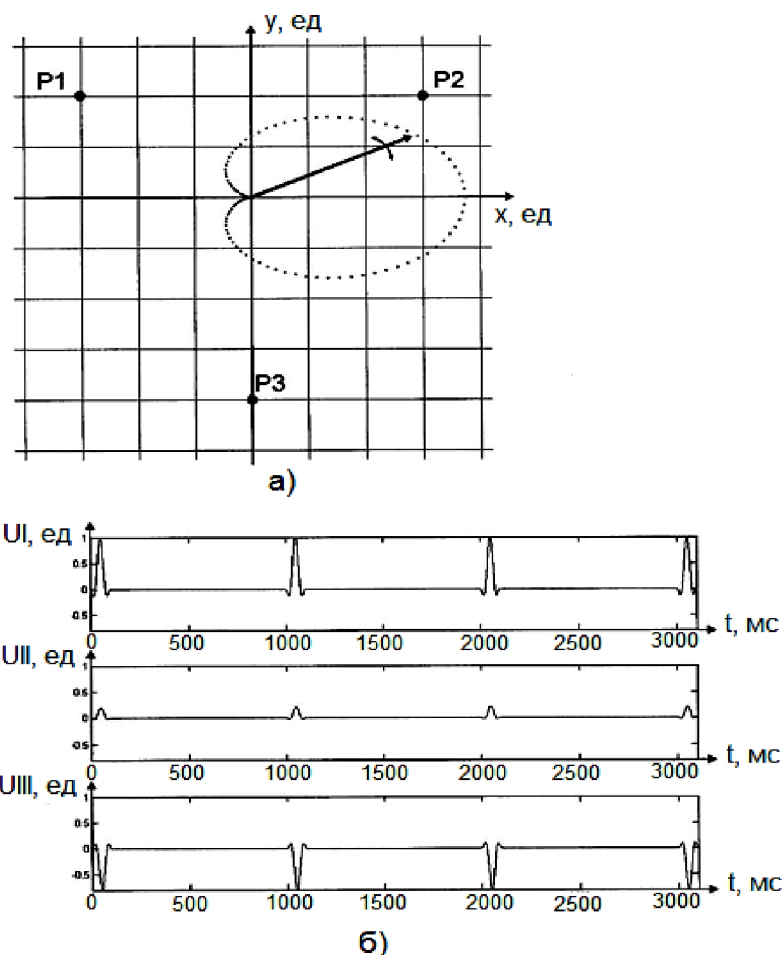


Рисунок 2.2 – Изменение пространственного положения вектора дипольного момента во времени (а) и фрагменты ЭКС в трех стандартных отведениях, образованных точками фиксации потенциалов Эйнтовена P_1 , P_2 , P_3 (б) ($\alpha_{QRS}=0^\circ$, $\beta_{QRS}=0^\circ$)

Для проверки адекватности предложенной модели распространения электрического возбуждения в желудочках сердца сравниваются фрагменты опорных ЭКС, зарегистрированные в трех стандартных отведениях, и фрагменты сигналов, полученных при помощи модели (модельные сигналы). В качестве зарегистрированных сигналов используются сигналы общедоступной базы ЭКГ сигналов, предоставленной Национальным институтом метрологии Германии (www.physionet.org). Данные сигналы получены при помощи многоканального ИП биоэлектрической активности сердца, имеющего стандартные характеристики (число каналов: 15; полоса пропускания биосигнала: 0 – 250 Гц; разрешение АЦП: 16 бит; частота дискретизации: 1000 Гц).

Для выборки данных QRS-комплексов было вычислено значение угла α_{QRS} . Для данного значения α_{QRS} были рассчитаны модельные QRS-комплексы, причем угловая скорость вращения вектора дипольного момента была выбрана таким образом, чтобы длительность модельных QRS-комплексов соответствовала длительности QRS-комплексов зарегистрированных сигналов. Затем было произведено совмещение полученных модельных сигналов и опорных сигналов по точке, соответствующей вершине R-зубца в первом отведении. Фрагменты опорных и модельных сигналов, нормированные по амплитуде, приведены на рисунке 2.3.

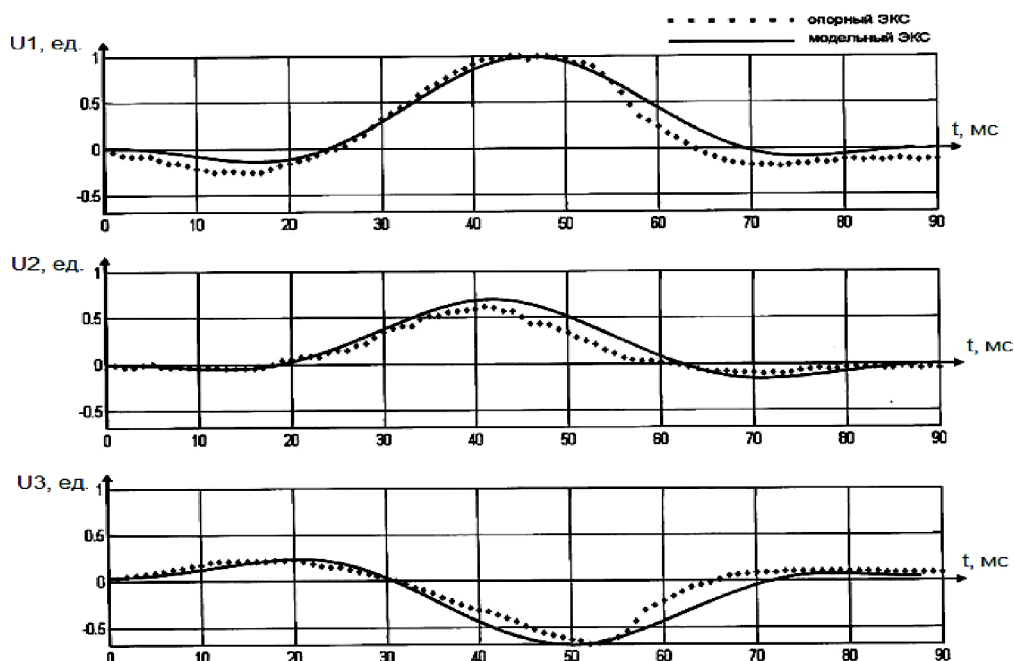


Рисунок 2.3 – Фрагменты опорных ЭКГ сигналов в трех стандартных отведениях, содержащие желудочковый комплекс, и соответствующих фрагментов модельных ЭКГ сигналов

Для количественной оценки соответствия модельных ЭКГ сигналов реальным биосигналам были вычислены метрики реального и модельного сигналов, представляющие собой нормы разностных сигналов:

$$\delta = \frac{\sum_{i=1}^N (U_M[i] - U[i])^2}{\sum_{i=1}^N (U[i])^2} \cdot 100\%$$

Значения метрик для приведенных трех пар сигналов составили: $\delta_1=4,92\%$, $\delta_2=4,41\%$ и $\delta_3=8,72\%$. Таким образом, на основании того, что значения метрик для трех пар ЭКГ сигналов не превысили 10%, можно заключить что предложенная модель распространения электрического возбуждения в желудочках сердца адекватно описывает электрические процессы в миокарде.

Для обеспечения адекватности модели необходимо выбрать динамические характеристики модели, таким образом, чтобы они соответствовали динамическим характеристикам реальных электрических генераторов сердца. Основным динамическим параметром модели является угловая скорость вращения вектора дипольного момента ω_D , являющаяся одним из аргументов в выражении. Данный параметр определяет длительности модельных R-зубцов и спектральные характеристики модельных сигналов. Адекватное задание динамических характеристик модельных ЭКГ сигналов необходимо при исследовании процессов выделения и обнаружения опорных точек ЭКГ сигналов.

Критерием выбора адекватной угловой скорости вращения вектора дипольного момента может являться равенство длительностей модельного и зарегистрированного QRS-комплекса. Выражение, связывающее угловую скорость вращения вектора дипольного момента с длительностью процесса возбуждения желудочков, имеет вид:

$$\omega_D = \frac{2\pi}{T_R}$$

где: T_R – длительность QRS-комплекса.

На рисунке 2.4 представлены нормированный по амплитуде фрагмент зарегистрированного ЭКГ сигнала, содержащие QRS-комплекс здорового взрослого человека, а также представлен соответствующий модельный QRS-комплекс. Было произведено измерение длительности QRS-комплекса здорового человека, которое составило 90 мс, была определена угловая скорость вращения вектора дипольного момента – $\omega_D=0,0698$ рад/с.

Угловые скорости вращения вектора дипольного момента определяют спектральные характеристики модельных сигналов. Было произведено сравнение метрик спектральных плотностей мощности зарегистрированных и модельных QRS-комплексов, которые составили 6,6% и 4,8% соответственно. Таким образом, было получено, что спектральные характеристики модельных QRS-комплексов соответствуют спектральным характеристикам зарегистрированных QRS-комплексов.

Кардиоида определяется матрицей координат D , столбцы которой являются координатами вектора дипольного момента:

$$D = \begin{bmatrix} D_x \\ D_y \\ D_z \end{bmatrix}$$

$$D_x = [x(t_1) \ x(t_2) \dots \ x(t_N)], \quad D_y = [y(t_1) \ y(t_2) \dots \ y(t_N)], \quad D_z = [z(t_1) \ z(t_2) \dots \ z(t_N)]$$

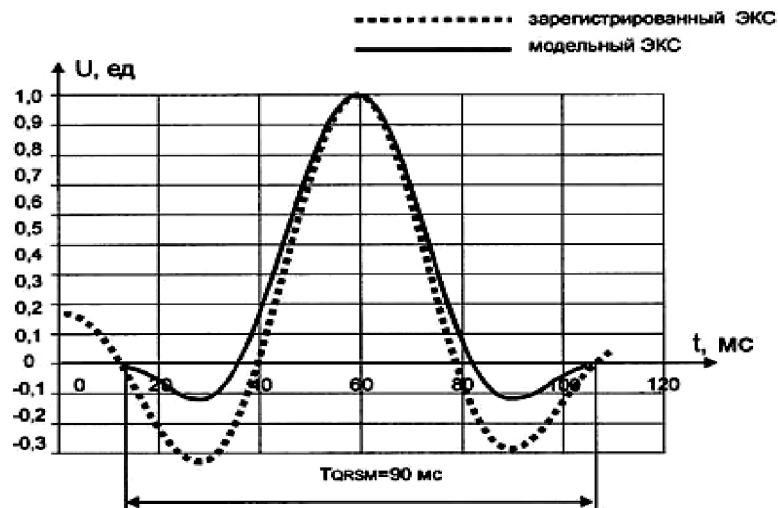


Рисунок 2.4 – Фрагмент зарегистрированного ЭКГ сигнала, содержащий R-зубец и соответствующий фрагмент модельного QRS-комплекса

Координаты по направлениям x и y рассчитываются согласно уравнению кардиоиды в параметрическом виде, третья координата z задается фиксированной и равной нулю, вследствие чего исходная кардиоида находится в горизонтальной плоскости. Средний дипольный момент исходной кардиоиды направлен вдоль оси OY . Далее при помощи аффинных преобразований производится вращение кардиоиды во фронтальной плоскости на угол α_{QRS} вокруг

ОХ по часовой стрелке (если смотреть с отрицательного направления оси в сторону положительного направления).

Положение оси кардиоиды в пространстве задается в соответствии с углами α_{QRS} , β_{QRS} и γ_{QRS} определяемыми анатомически положением электрической оси сердца. Физиологический предел изменения углов α_{QRS} для электрического генератора сердца – $60 \dots 120^\circ$. Вращение траектории вектора дипольного момента в пространстве производится путем последовательного умножения матрицы координат вектора дипольного момента на матрицы вращения:

$$D(\alpha, \beta, \gamma) = A_3(\alpha) \cdot [A_2(\beta) \cdot [A_1(\gamma) \cdot D]]$$

$$A_1(\gamma) = \begin{pmatrix} \cos \gamma & 0 & -\sin \gamma \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \gamma & 0 & \cos \gamma \end{pmatrix} \text{ – матрица вращения вокруг ОУ;}$$

$$A_2(\beta) = \begin{pmatrix} \cos \beta & -\sin \beta & 0 \\ \sin \beta & \cos \beta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \text{ – матрица вращения вокруг ОZ;}$$

$$A_3(\alpha) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix} \text{ – матрица вращения вокруг ОХ.}$$

Таким образом, предложенная дипольная модель позволяет описать электрическую активность миокарда во время желудочкового комплекса.

ГЛАВА 3 МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ ФОРМИРОВАНИЯ СИГНАЛА АРТЕРИАЛЬНОЙ ПУЛЬСАЦИИ КРОВИ В ИЗМЕРИТЕЛЬНОМ ПРЕОБРАЗОВАТЕ- ЛЕ ПОКАЗАТЕЛЕЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Создание математических моделей, описывающих процессы формирования сигнала артериальной пульсации крови в измерительном преобразователе показателей сердечного ритма, откроет новые возможности в создании эффективных методик контроля состояния сердечно-сосудистой системы человека на основе неинвазивной регистрации и обработки биосигналов сердечного ритма.

3.1 Обзор гемодинамических моделей

Гемодинамические модели отражают процессы, происходящие в отдельных участках системы кровообращения, например, в крупных магистральных сосудах или в периферических артериях.

Данные модели строятся, как правило, на основе прямой аналогии с течением жидкости по эластичным трубкам, или косвенной аналогии с распространением электрических колебаний по электрическим цепям.

Существующие на данный момент модели гемодинамики можно условно разделить на 3 группы [2]:

- 1) модели, базирующиеся на законе Пуайзеля;
- 2) модели, основанные на теории упругого резервуара;
- 3) модели, базирующиеся на теории распространения пульсаций давления.

Данная классификация не является строгой и, по сути, большинство существующих гемодинамических моделей сочетают в себе основные принципы и подходы каждого их трех классов моделей.

Гемодинамическая модель на основе закона Пуайзеля рассматривает кровь как сплошную среду – ньютоновскую жидкость, обладающую постоянной вязкостью и характеризующуюся стационарным пульсовым ламинарным потоком в сосудах с эластичными стенками [32]. В данной модели сосудистая система рассматривается как неветвящаяся длинная жесткая трубка постоянного сечения со стационарным ламинарным течением однородной ньютоновской жидкости постоянной вязкости. Модель описывается следующим выражением:

$$Q = \frac{\pi r^4 \Delta P}{8 \mu l},$$

где: Q – расход жидкости, r – радиус трубки, ΔP – разность давлений на исследуемом участке трубки, μ – коэффициент вязкости, l – длина участка трубки.

Гемодинамическая модель на основе закона Пуайзеля обеспечивает наиболее тривиальные представления о процессах в сосудистой системе человека. В частности, данная модель не учитывает того факта, что площадь поперечного сечения участка артериального русла является переменной величиной и не описывает процесс распространения артериальных пульсаций по сосудистому руслу [2, 33].

В настоящее время в чистом виде гемодинамическая модель на основе закона Пуайзеля используется исключительно для оценки периферического сопротивления сосудов, когда

являются известными перепад давления на исследуемом участке сосудистого русла и величина кровотока в единицу времени [2].

Таким образом, очевидно, что данный подход к описанию гемодинамических процессов не позволит обнаружить взаимосвязь между показателями эластичности и параметрами пульсового ритма.

Более сложным подходом к описанию гемодинамических процессов является создание **моделей на основе теории упругого резервуара**.

Впервые модель упругого резервуара была предложена немецким физиологом О. Frank в 1899 году [2].

В модели Франка (рисунок 3.1) аорта и крупные артериальные сосуды представлены в виде растяжимой камеры (упругого резервуара), объем которой V пропорционален избыточному давлению $p_{изб.}$ в ней. Расход Q жидкости, вытекающей из камеры, пропорционален разности между артериальным и венозным давлениями ($p_{изб.а.} - p_{изб.в.}$), причем коэффициент пропорциональности и есть сопротивление системы микрососудов [33, 34].

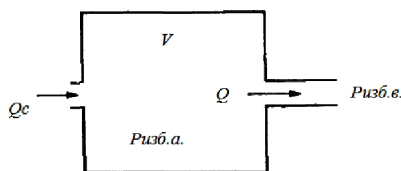


Рисунок 3.1 – Модель упругого резервуара

Система микрососудов представлена в этой модели как единственное постоянное сопротивление R , расход крови через которое прямо пропорционален разности давлений на его концах.

Зависимость вида (3.1) описывает связь между расходом крови через систему микрососудов и артерио-венозной разностью давлений.

$$p_{изб.а.} - p_{изб.в.} = R \cdot Q \quad (3.1)$$

Если учесть, что избыточное давление в венах много меньше, чем в артериях, то, не слишком изменяя выводы, следующие из модели, давление в венах можно считать равным нулю, и тогда получим зависимость (3.2).

$$p_{изб.а.} = R \cdot Q \quad (3.2)$$

Объем артериальной камеры связан с давлением в ней соотношением:

$$p_{изб.а.} = \frac{V}{C} \quad (3.3)$$

где: C – податливость камеры, считающаяся постоянной.

В физиологии податливость (*compliance*, C) определяется как изменение объема (ΔV) в ответ на изменение давления (ΔP).

Скорость увеличения объема камеры dV/dt должна равняться разности скоростей притока в нее крови из сердца Q_c и оттока крови в систему микрососудов Q :

$$\frac{dV}{dt} = Q_c - Q \quad (3.4)$$

Уравнения (3.2), (3.3), (3.4) могут быть объединены в одно, содержащее одну любую неизвестную. Решение такого уравнения должно дать взаимосвязь между давлением в артериях и притоком крови в них из сердца для любого момента времени.

Из анализа зависимостей модели упругого резервуара следует, что в течение диастолы, когда приток крови фактически равен нулю, давление в артериях снижается во времени экспоненциально, и такой характер спада давления близок к наблюдаемому в действительности.

В начале систолы, когда приток крови Q_c велик, согласно данной модели, пропорционально притоку должна возрастать скорость повышения избыточного давления, однако, физиологические исследования показывают, что пропорционально притоку растет само давление, точнее, величина, на которую оно превышает давление в конце диастолы [33]. Это расхождение показывает, что модель упругого резервуара не предназначена для адекватного описания динамических процессов в артериальном русле и, следовательно, не в состоянии решить задачу о нахождении взаимосвязи между параметрами пульсового ритма и показателем эластичности артериальных сосудов.

Таким образом, гемодинамическим моделям на основе упругого резервуара присущ принципиальный недостаток: они не учитывают того факта, что пульсации давления перемещаются по артериальной системе в виде возмущения с конечной скоростью.

Недостаток предложенной модели упругого резервуара вытекает из предположения, что все артерии растягиваются одновременно. Как известно, в периферических артериях максимум давления достигается позже, чем в аорте, и пульсация давления распространяется по сосудам в виде возмущения с временной задержкой [35, 36]. Когда сердце изгоняет кровь в начальный участок аорты, давление здесь повышается, стенка этого участка растягивается, и напряжение в ней возрастает. По мере снижения скорости изгнания крови давление в аорте начинает падать, и растянутая стенка возвращается к равновесному положению. Кровь по инерции продолжает двигаться вперед и после того, как обусловивший ее движение градиент давления уменьшился. Последнее приводит к тому, что стенка наиболее близкого к сердцу участка аорты оказывается растянутой, а так как этот участок вследствие упругих свойств стремится вернуться в исходное состояние, вытесняемая из него кровь растягивает соседний участок стенки, который затем тоже возвращается в исходное состояние под действием сил упругости и процесс распространяется на последующие участки артериального русла [34].

Таким образом, по артериальной системе распространяются пульсации давления. Между возвращающей силой, обеспечиваемой упругостью стенки артерий, и гидродинамическими силами, обусловленными инерцией крови, существует равновесие, вклад в процесс вносит и инерция самой стенки [37].

В силу того, что аорта, ее главные ветви и крупные артериальные сосуды представляют собой систему трубок достаточно большой протяженности, по которой течет пульсирующий поток крови, то естественно рассматривать функцию артериальной системы на основе теории распространения артериальных пульсаций. В настоящее время наиболее распространенными гемодинамическими моделями являются **модели, основанные на теории распространения пульсаций давления** [37-42].

Математическое описание моделей, основанных на теории распространения пульсаций давления, представляет собой систему одномерных уравнений Навье-Стокса, состоящую из

уравнения неразрывности и уравнения движения, описывающих движение вязкой ньютоновской жидкости [33, 34].

В настоящее время ряд исследователей для получения количественных соотношений, описывающих гемодинамические процессы в артериальной системе, используют аналогию между одномерными уравнениями Навье-Стокса и уравнениями, описывающими процесс распространения сигналов по электрическим линиям передачи с распределенными параметрами [40, 42].

Подобная аналогия позволяет использовать для исследования гемодинамики известные методы анализа, разработанные в электродинамике для линий передачи с распределенными параметрами, в частности, использовать такие понятия как, импеданс, согласованная нагрузка, линия передачи с отражением. В рамках такого подхода рассматриваются решения уравнений электродинамики для частных случаев и получение точных математических зависимостей, описывающих зависимости изменения напряжений и токов от времени и координаты.

Исследования, проведенные в [39, 40] позволили получить описание артериальной системы человека с помощью разветвленной системы эластичных трубок, параметры которых соответствуют анатомическим размерам артерий. В [41, 42] данный подход позволил получить модельные артериальные пульсации для различных участков артериального русла человека. В [41] решение телеграфных уравнений получено с учетом того, что кровь не является идеальной ньютоновской жидкостью. В [43] рассматривается распространение пульсаций крови по артериальной системе и в качестве модели предлагается рассмотреть артериальную систему человека как совокупность множества эластичных трубок с произвольным случайным взаимным расположением.

Проведенный анализ существующих гемодинамических моделей, описывающих гемодинамические процессы в артериальной системе человека, позволяет сделать вывод, что наиболее целесообразным представляется использование модели на основе теории распространения пульсаций давления. Решение данной модели может быть найдено на основе использования аналогии между гемодинамическими процессами в артериальной системе человека и процессами распространения возмущений в электрических линиях передачи с распределенными параметрами.

3.2 Моделирование гемодинамических процессов

В первом приближении для описания процессов распространения пульсаций давления по артериальному руслу рассмотрим гемодинамическую модель, представляющую собой эластичную трубку поперечного сечения $A = a(x, t)$ по которой распространяется волна избыточного давления $P = p(x, t)$ со скоростью $U = u(x, t)$. Кровь считается вязкой, однородной, ньютоновской жидкостью.

Движение жидкости по трубке обусловлено продольным градиентом давления:

$$Pe = P - P_0,$$

где: P_0 – невозмущенное гидростатическое давление.

Ускорение жидкости вызвано градиентом давления Pe . Поперечной составляющей градиента давления пренебрегаем.

Скорость жидкости описывается следующим уравнением:

$$\rho \left(\frac{\partial U}{\partial t} + U \frac{\partial U}{\partial x} \right) = - \frac{\partial Pe}{\partial x} \quad (3.5)$$

где: ρ – плотность жидкости.

Выражение (3.5) можно переписать в следующем виде:

$$\frac{\partial U}{\partial t} + U \frac{\partial U}{\partial x} = - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial Pe}{\partial x} \quad (3.6)$$

Данное уравнение (3.6) представляет собой уравнение количества движения.

При линейном приближении уравнения (3.6) можно записать в виде:

$$\rho \cdot \frac{\partial U}{\partial t} = - \frac{\partial Pe}{\partial x} \quad (3.7)$$

Уравнение сохранения массы или уравнение неразрывности имеет вид:

$$\frac{\partial(\rho \cdot A)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot A \cdot U)}{\partial x} = 0 \quad (3.8)$$

Для уравнения (3.8) можно записать:

$$\frac{\partial(A)}{\partial t} = - A_0 \frac{\partial U}{\partial x}$$

Представим $\partial A = \partial Pe \cdot \frac{dA}{dPe}$, $\frac{\partial A}{\partial t} = - A_0 \cdot \frac{\partial U}{\partial x}$ и получим:

$$\begin{aligned} \frac{\partial Pe}{\partial t} \cdot \frac{dA}{dPe} &= - A_0 \cdot \frac{\partial U}{\partial x} \\ \frac{\partial Pe}{\partial t} \cdot \frac{1}{A_0} \cdot \frac{dA}{dPe} &= - \frac{\partial U}{\partial x} \end{aligned}$$

Введем следующее обозначение:

$$\frac{1}{A} \cdot \frac{dA}{dPe} = D,$$

где: D – растяжимость стенки сосуда.

Тогда можем записать выражение:

$$D \cdot \frac{\partial Pe}{\partial t} = - \frac{\partial U}{\partial x} \quad (3.9)$$

Объединяя преобразованное уравнение движения (3.7) и преобразованное уравнение неразрывности (3.9) получаем следующую систему уравнений Навье-Стокса в первом приближении:

$$\begin{aligned} D \cdot \frac{\partial Pe}{\partial t} &= - \frac{\partial U}{\partial x} \\ \rho \cdot \frac{\partial U}{\partial t} &= - \frac{\partial Pe}{\partial x} \end{aligned} \quad (3.10)$$

Произведем сопоставление скорости кровотока и расхода жидкости, т.е. опишем U через расход жидкости Q : $U = \frac{Q}{A}$, при $A = \text{const}$ подставим последнее выражение в систему (3.10) и получим:

$$\begin{aligned} \frac{\rho}{A} \cdot \frac{\partial Q}{\partial t} &= - \frac{\partial Pe}{\partial x} \\ D \cdot A \cdot \frac{\partial Pe}{\partial t} &= - \frac{\partial Q}{\partial x} \end{aligned} \quad (3.11)$$

Система уравнений (3.11) связывает расход жидкости Q с давлением P в первом приближении.

Учитывая реальную модель артериальной системы, данные уравнения добавляются членами:

$$\begin{aligned} - \frac{\partial Pe}{\partial x} &= \frac{\rho}{A} \cdot \frac{\partial Q}{\partial t} + R \cdot Q, \\ - \frac{\partial Q}{\partial x} &= D \cdot A \cdot \frac{\partial Pe}{\partial t}, \end{aligned} \quad (3.12)$$

где: R – гидродинамическое сопротивление, обусловленное динамической вязкостью крови.

Система уравнений (3.12) связывает расход жидкости Q с градиентом давления Pe , и описывает гемодинамические процессы, происходящие в артериальной системе.

Пусть $Pe(p)$ и $Q(p)$ такие функции, что $Pe(p) \subset Pe(t)$, $Q(p) \subset Q(t)$, где два последних преобразования являются преобразованием Лапласа. Эти функции от x и p определяются следующей системой уравнений, полученной из (3.12) с помощью преобразования Лапласа:

$$\begin{aligned} \frac{dPe}{dx} &= - \left(\frac{\rho}{A} \cdot p + R \right) \cdot Q \\ \frac{dQ}{dx} &= - (D \cdot A \cdot p) \cdot Pe \end{aligned} \quad (3.13)$$

Введем переменную $\lambda^2 = D \cdot A \cdot p \cdot \left(\frac{\rho}{A} \cdot p + R \right)$, тогда система уравнений (3.13) можно преобразовать к виду:

$$\frac{d^2 Pe}{dx^2} - \lambda^2 Pe = 0 \quad (3.14)$$

Решение уравнения (3.14) имеет следующий вид: $Pe(x) = Ae^{\lambda x} + Be^{-\lambda x}$. Для функции потока решение определяется следующим образом:

$$Q(p) = \sqrt{\frac{D \cdot A \cdot p}{\frac{\rho}{A} \cdot p + R}} \cdot (Be^{-\lambda x} - Ae^{\lambda x})$$

Постоянные A и B определяются граничными условиями: при $x=0$ имеем $A + B = Pe_0(p)$, при $x=l$ имеем $Pe_l(p) = Ae^{\lambda l} + Be^{-\lambda l}$. Отсюда, можем получить, что:

$$Ae^{\lambda l} + Be^{-\lambda l} = \frac{Pe_l(p)}{Q_l(p)} \sqrt{\frac{D \cdot A \cdot p}{\frac{\rho}{A} \cdot p + R}} (Be^{-\lambda l} - Ae^{\lambda l})$$

Введем следующую переменную: $\gamma = \frac{Pe_l(p)}{Q_l(p)} \cdot \sqrt{\frac{D \cdot A \cdot p}{\frac{\rho}{A} \cdot p + R}}$, то для определения A и B мо-

жем составить следующую систему из двух уравнений:

$$\begin{aligned} A + B &= Pe_0(p) \\ A(\gamma + 1)e^{\lambda l} &= B(\gamma - 1)e^{-\lambda l} \end{aligned}$$

Решив эту систему уравнений получим:

$$Pe(p) = Pe_0(p) \cdot \frac{(\gamma - 1) \cdot e^{-\lambda(l-x)} + (\gamma + 1)e^{\lambda(l-x)}}{2(\gamma ch\lambda l + sh\lambda l)} \quad (3.15)$$

Выразим в выражении (3.15) функцию экспоненты через гиперболические функции синуса и косинуса, получим:

$$\begin{aligned} Pe(p) &= Pe_0(p) \cdot \frac{\gamma ch\lambda(l-x) + ch\lambda(l-x)}{\gamma \cdot ch\lambda l + sh\lambda l} \\ Q(p) &= Pe_0(p) \cdot \sqrt{\frac{D \cdot A \cdot p}{\frac{\rho}{A} \cdot p + R}} \cdot \frac{\gamma sh(l-x) + ch(l-x)}{\gamma ch\lambda l + sh\lambda l} \end{aligned} \quad (3.16)$$

Дальнейшее решение системы (3.16) сводится к нахождению функций $Q(t)$ и $Pe(t)$ на основе обратного преобразования Лапласа.

Эта задача представляет в общем случае незначительный интерес, так как приводит к крайне сложным расчетам. Поэтому решение рассматривается в нескольких частных случаях.

Для получения точных математических зависимостей, описывающих распределение давления по времени и координате воспользуемся аналогией между процессом распространения артериальных пульсаций крови по эластичным артериям и электрических колебаний по однородным линиям передачи с распределенными параметрами. На одном конце линии с распределенными параметрами находится источник электрического сигнала, другой конец линии замкнут на обобщенное сопротивление нагрузки. В такой модели источник сигнала моделирует импульсное изменение давления, возникающее во время систолы и приводящее к выбросу крови из левого желудочка.

Распространение электрических возмущений по линиям передач с распределенными параметрами описывается телеграфными уравнениями:

$$\begin{aligned} -\frac{\partial U}{\partial x} &= R \cdot I + L \cdot \frac{\partial I}{\partial t} \\ -\frac{\partial I}{\partial x} &= C \cdot \frac{\partial U}{\partial t} \end{aligned}$$

где: L , C , R – распределенные параметры линии, представляющие собой, соответственно, коэффициент самоиндукции, емкость, сопротивление единицы длины линии передачи,

В данном случае зависимости изменения давления (P) и потока (Q) будут аналогичны зависимостям изменения напряжения (U) и тока (I) в электрической линии передачи, соответственно. При использовании подобной аналогии можно установить взаимосвязь между распределенными параметрами электрической линии передачи и параметрами артериального сосуда и крови.

В электродинамике при исследовании линий передачи с распределенными параметрами принято использовать следующие понятия: обобщенное сопротивление нагрузки $Z(p)$, определяемое как: $Z(p) = \frac{U(p, x=l)}{I(p, x=l)}$, где l – координата точки расположения нагрузки в линии передачи. Обобщенное сопротивление нагрузки имеет аналогию с гемодинамической величиной: $\frac{Pe_l(p)}{Q_l(p)}$. Характеристическое сопротивление

электрической линии передачи $Z_0(p)$, определяемое как: $Z_0(p) = \sqrt{\frac{Lp + R}{Cp}}$.

Характеристическое сопротивление имеет аналогию с гемодинамической величиной:

$$\sqrt{\frac{\frac{\rho}{A} \cdot p + R}{D \cdot A \cdot p}}.$$

Введем понятие коэффициент согласования электрической линии передачи (аналогично для участка артериального русла) γ , как отношение обобщенного сопротивления нагрузки к величине характеристического сопротивления линии передачи: $\gamma = \frac{Z(p)}{Z_0(p)}$.

В зависимости от величины показателя γ будем различать 2 частных случая распространения возмущений давления по эластичным трубкам [44]:

- 1) $\gamma=1$: режим с согласованной нагрузкой, при этом по артериальному руслу распространяется пульсация давления без отражения;
- 2) $\gamma \neq 1$: режим с несогласованной нагрузкой, в данном случае по артериальному руслу одновременно распространяются падающая и отраженная пульсации давления.

3.3 Гемодинамическая модель сосуда без отражения

В данном случае пульсация давления распространяется по участку артериального русла без отражения. Артериальный сосуд может быть представлен в форме цилиндра, высота которого намного больше его диаметра. В этом случае, гидродинамическое сопротивление R , обусловленное вязкостью крови, может быть определено следующим образом [40]:

$$R = \frac{8\mu}{\pi r^4}$$

где: μ – вязкость крови, r – радиус артерии.

Величина растяжимости стенки сосуда определяется как:

$$D = \frac{r}{\xi h}$$

где: ξ – модуль Юнга стенки сосуда, h – толщина стенки сосуда.

Выражение 3.15, описывающее функцию давления в пространстве изображений, можно представить в следующем виде: $Pe(p) = Pe_0(p) \cdot H(p)$, где $H(p)$ можно считать передаточной характеристикой участка артериального сосуда, зависящей от геометрии сосуда и свойств распространяющейся жидкости.

Тогда зависимость изменения пульсации давления от времени и координаты будет определяться интегралом Дюамеля:

$$P(t, x) = \int_0^t h(t - \tau) P_0(\tau) d\tau$$

где: $P_0(t)$ – изменение внешнего давления во времени, прикладываемого к точке сосуда с координатой $x=0$, $h(t)$ – импульсная характеристика участка артериального сосуда, полученная с помощью обратного преобразования Лапласа от передаточной характеристики $H(p)$.

В качестве наиболее подходящего вида колебания внешнего давления $P_0(t)$ для моделирования сердечного выброса при систоле, выберем импульсное колебание с экспоненциальными фронтами (рисунок 3.2).

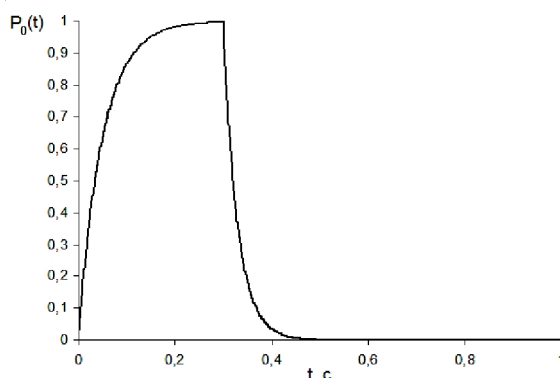


Рисунок 3.2 – Вид входного сигнала $P_0(t)$

Параметры такого сигнала имеют прямой физиологический смысл и определяются параметрами сердечного толчка при систоле. В качестве усредненных значений будем считать, что длительность переднего фронта импульса давления $\tau_1 = 0,08$ с – является постоянной времени открытия сердечного клапана, длительность импульса давления $t_p = 0,2$ с – длительность систолического толчка, длительность заднего фронта импульса давления $\tau_2 = 0,05$ с – постоянная времени закрытия клапана [45]. Аналитическое выражение для входного колебания давления имеет следующий вид:

$$P_0(t) = P_{\max} \cdot [1 - e^{-\frac{t}{\tau_1}} - (1 - e^{-\frac{t-t_p}{\tau_2}}) \cdot 1(t-t_p)] \quad (3.17)$$

где: $P_{\max}$ – амплитуда импульса давления, $1(t)$ – единичная функция.

Зависимость изменения пульсации давления на участке артериального русла без отражения описывается следующим выражением:

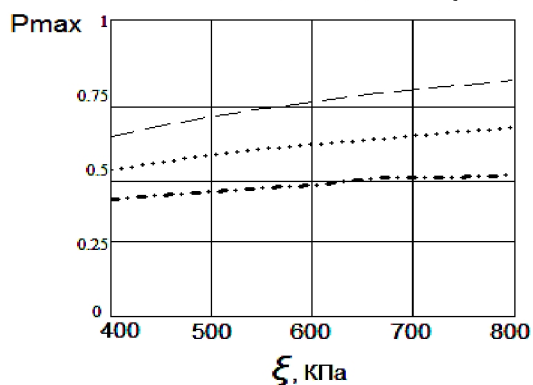
$$P(t, x) = \int_0^t \sqrt{\frac{3\mu x^2}{\pi h r \xi \tau^3}} e^{-\frac{3\mu x^2}{h r \xi \tau}} \cdot P_0(t - \tau) d\tau \quad (3.18)$$

Анализируя выражение (3.18) можно сделать вывод о том, что изменение пульсации давления от времени и координаты будет зависеть от параметров участка артериального сосуда и вида входного сигнала.

Диапазон изменения параметров магистральных сосудов для взрослых людей составляет: по радиусу – от 9 мм до 15 мм, по толщине стенки – от 1,1 мм до 1,6 мм, по модулю Юнга – от $4 \cdot 10^5$ до $8 \cdot 10^5$ Па; за величину вязкости крови примем типовое значение в $5 \cdot 10^{-3}$ Па·с [40, 45].

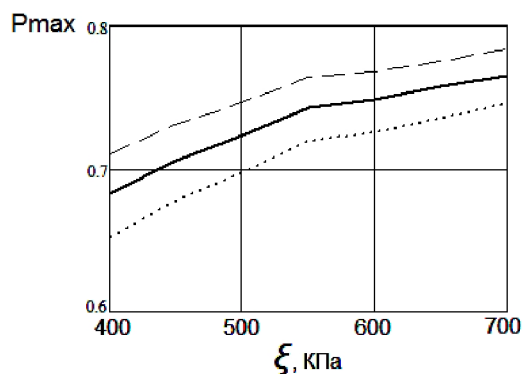
Таким образом, располагая численными значениями параметров кровеносных сосудов, представляется возможным рассчитать значения всех параметров, входящих в уравнение модели (3.18), что позволит определить зависимости изменения пульсаций давления при различных показателях эластичности артериального сосуда.

На рисунках 3.3 и 3.4 приведены зависимости изменения амплитуды пульсаций давления P_{max} от показателя эластичности при различных значениях координаты x и радиуса артерии r соответственно (зависимости получены при следующих параметрах модели: $h=1$ мм, $\mu=5 \cdot 10^{-3}$ Па·с, $T_1=0,08$ с, $T_2=0,05$ с, $t_p=0,2$ с).



— — — $x=0,2$ м; $x=0,3$ м;
- - - - - $x=0,4$ м

Рисунок 3.3 – Зависимость изменения амплитуды пульсаций давления от показателя эластичности при различных значениях координаты x



— — — $r=15$ мм; — $r=12$ мм;
..... $r=10$ мм

Рисунок 3.4 – Зависимость изменения амплитуды пульсаций давления от показателя эластичности при различных значениях радиуса артерии r

На рисунках 3.5 и 3.6 представлены зависимости изменения пульсации давления от координаты x и времени t (зависимости получены при следующих параметрах модели: $\xi=400$ КПа, $h=1$ мм, $r=10$ мм, $\mu=5 \cdot 10^{-3}$ Па·с, $T_1=0,08$ с, $T_2=0,05$ с, $t_p=0,2$ с).

На основании полученных данных можно сделать вывод о том, что при увеличении показателя эластичности амплитуда пульсации давления увеличивается, с увеличением координаты точки регистрации пульсации давления ее амплитуда пульсации давления уменьшается; при увеличении радиуса артерии амплитуда пульсации давления увеличивается.

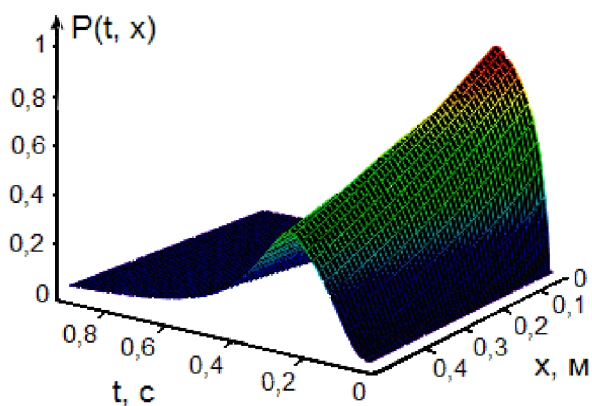
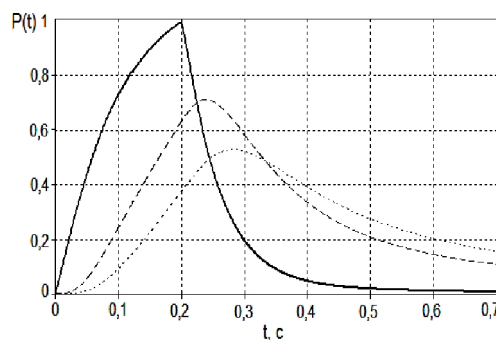


Рисунок 3.5 – Зависимость изменения пульсации давления $P(t, x)$ от времени и координаты



— $x=0$ м; — — — $x=0,2$ м;
..... $x=0,4$ м

Рисунок 3.6 – Зависимость изменения $P(t)$ при различных значениях x

Анализ полученных зависимостей показывает, что пульсация давления, распространяясь по участку артериального русла, затухает.

3.4 Гемодинамическая модель сосуда с отражением

Рассмотрим процесс распространения пульсации давления по участку артериального русла с несогласованной нагрузкой ($\gamma \neq 1$), что приводит к появлению отраженной пульсации давления.

Как уже было сказано в разделе 3.2, на участке артериального русла с несогласованной нагрузкой распространяются одновременно два возмущения: падающая пульсация давления $P_f(t, x)$ и отраженная – $P_r(t, x)$. Запишем выражение (3.24), определяющее изменение пульсации давления от времени и координаты, в следующем виде:

$$P(x, p) = P_{f0} e^{-\lambda x} + P_{r0} e^{\lambda x} \quad (3.19)$$

где: P_{f0} – падающая пульсация давления в точке $x=0$, P_{r0} – отраженная пульсация давления в точке $x=0$.

Введем понятие коэффициента отражения, как отношение амплитуды отраженной пульсации давления к амплитуде падающей пульсации давления:

$$\delta(x) = \frac{P_r(x)}{P_f(x)} \quad (3.20)$$

Преобразуем (3.20) к следующему виду:

$$\delta(x) = \frac{P_{r0} e^{\lambda x}}{P_{f0} e^{-\lambda x}} = \delta_0 e^{2\lambda x} \quad (3.21)$$

где: δ_0 – коэффициент отражения в точке $x=0$.

Введем понятие коэффициента отражения в точке $x=l$ – δ_l (l – длина участка артериального сосуда)

$$\delta_l = \delta_0 e^{2\lambda l} \quad (3.22)$$

Из выражения (3.22) выразим δ_0 и получим:

$$\delta_0 = \delta_l e^{-2\lambda l} \quad (3.23)$$

Известно, что коэффициент отражения δ_l изменяется в пределах от 0 до 1, при этом нулевому значению коэффициента отражения соответствует случай отсутствия отражения в линии, то есть случай согласованной линии, а при единичном значении – случай полного отражения [44]. Физический смысл коэффициента отражения заключается в том, что он определяет, какая доля энергии падающей волны переходит в энергию отраженной волны, распространяющейся в обратную сторону [42, 44].

Выразим отраженную волну через падающую волну следующим образом:

$$P_{r0} = P_{f0} \delta_l e^{-2\lambda l}$$

Выражение, определяющее зависимость изменения пульсации давления от времени и координаты на участке артериального сосуда, определяется следующим образом:

$$P(x, p) = P_{f0} e^{-\lambda x} + P_{f0} \delta_l e^{\lambda(x-2l)}$$

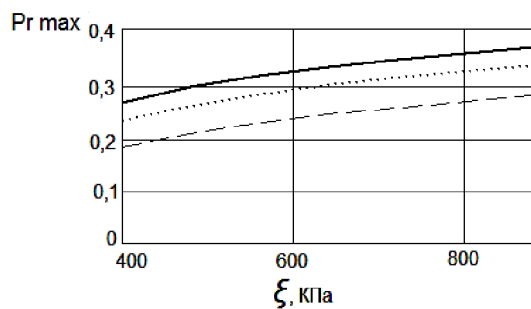
Зависимость изменения пульсации давления от времени и координаты на участке артериального русла с отражением описывается следующим выражением:

$$P(t, x) = \int_0^t \sqrt{\frac{3\mu x^2}{\pi h r \xi \tau^3}} e^{-\frac{3\mu x^2}{h r \xi \tau}} \cdot P_0(t - \tau) d\tau - \delta_l \int_0^t \sqrt{\frac{3\mu (x - 2l)^2}{\pi h r \xi \tau^3}} e^{-\frac{3\mu (x - 2l)^2}{h r \xi \tau}} \cdot P_0(t - \tau) d\tau$$

В данном выражении первый интеграл описывает зависимости изменения падающей пульсации давления, второй интеграл – отраженной пульсации давления.

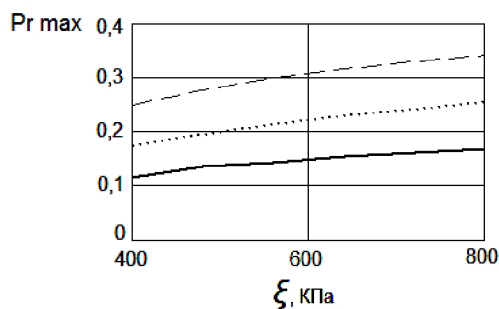
На рисунках 3.7 и 3.8 приведены зависимости изменения амплитуды отраженной пульсации давления от показателя эластичности при разных значениях координаты x и длины линии l соответственно (зависимости получены при следующих параметрах модели: $\delta_f=0,5$, $h=1$ мм, $r=10$ мм, $\mu=5 \cdot 10^{-3}$ Па·с, $T_f=0,08$ с, $T_z=0,05$ с, $t_p=0,2$ с).

На основании полученных данных можно сделать вывод о том, что амплитуда отраженной пульсации давления увеличивается с увеличением показателя эластичности. Амплитуда отраженной пульсации давления увеличивается с ростом координаты x , а также с увеличением длины сосуда l .



— $x = 0,4$ м; $x = 0,3$ м;
— — — $x = 0,2$ м

Рисунок 3.7 – Зависимость изменения амплитуды отраженной пульсации давления от показателя эластичности при различных значениях координаты x



— — — $l = 0,4$ м; $l = 0,5$ м;
— — — $l = 0,6$ м

Рисунок 3.8 – Зависимость изменения амплитуды отраженной пульсации давления от показателя эластичности при различных значениях длины сосуда l

На рисунках 3.9 и 3.10 приведены зависимости изменения отраженной пульсации давления от координаты x и времени t (зависимости получены при следующих параметрах модели: $l=0,5$ м, $\delta_f=0,5$, $\xi=400$ КПа, $h=1$ мм, $r=10$ мм, $\mu=5 \cdot 10^{-3}$ Па·с, $T_f=0,08$ с, $T_z=0,05$ с, $t_p=0,2$ с).

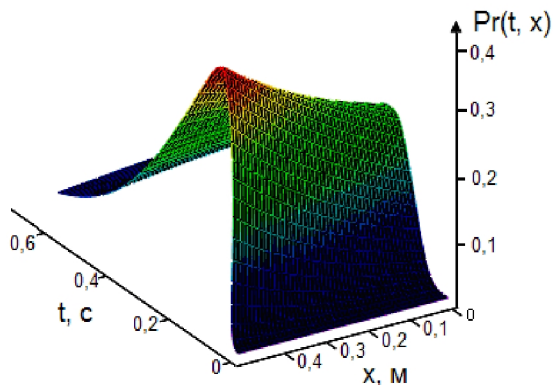
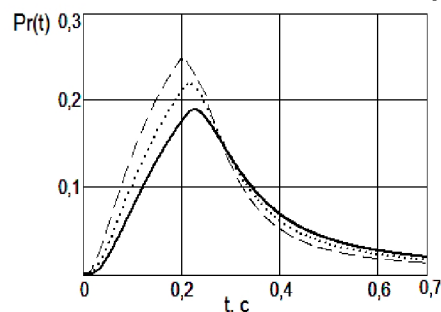


Рисунок 3.9 – Зависимость изменения отраженной пульсации давления $P_r(t, x)$

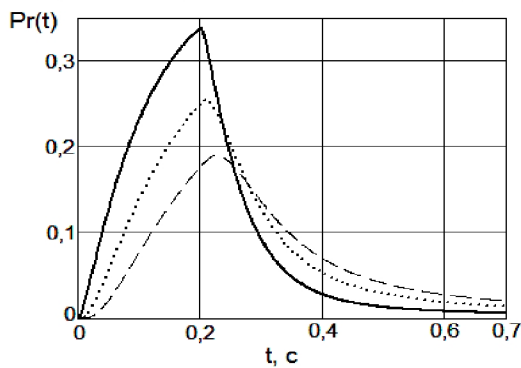


— — — $x = 0,4$ м, $x = 0,3$ м,
— — — $x = 0,2$ м

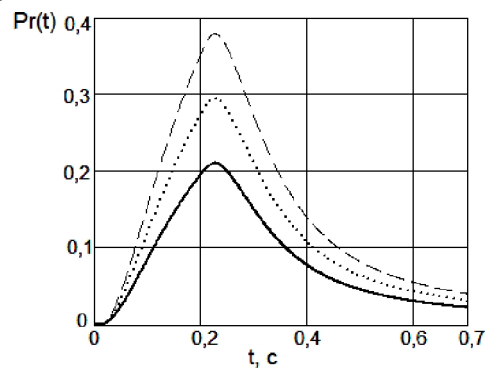
Рисунок 3.10 – Зависимость изменения $P(t)$ при различных значениях координаты x

Полученные зависимости показывают, что отраженная пульсация давления, распространяясь от точки отражения по участку артериального русла, затухает.

На рисунках 3.11 и 3.12 приведены зависимости изменения отраженной пульсации давления $E_r(t)$ при различных значениях длины линии l и коэффициента отражения δ_l соответственно (зависимости получены при следующих параметрах модели: $\delta_f=0,5$, $\zeta=400$ КПа, $h=1$ мм, $r=10$ мм, $\mu=5 \cdot 10^{-3}$ Па·с, $T_f=0,08$ с, $T_z=0,05$ с, $t_p=0,2$ с).



— при $l = 0,2$ м
 при $l = 0,3$ м
 — — — при $l = 0,4$ м



— — — при $\delta_l = 0,9$
 при $\delta_l = 0,7$
 — при $\delta_l = 0,5$

Рисунок 3.11 – Зависимость изменения $P(t)$ при различных значениях длины сосуда l Рисунок 3.12 – Зависимость изменения $P(t)$ при различных значениях δ_l

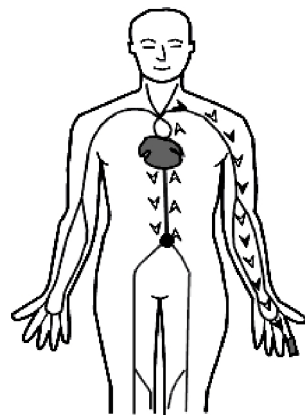
Анализ полученных зависимостей показывает, что при увеличении длины сосуда, амплитуда отраженной пульсации давления уменьшается, максимумы отраженной пульсации давления смещаются во времени, что обусловлено конечным временем распространения пульсации давления по артериальному руслу. При увеличении коэффициента отражения, амплитуда отраженной пульсации давления увеличивается пропорционально.

3.5 Моделирование сигнала артериальной пульсации крови

Рассмотрим процесс формирования артериальной пульсации крови в периферических сосудах пальца руки. Контур артериальной пульсации крови формируется в результате взаимодействия между левым желудочком и сосудами большого круга кровообращения и отражает слияние двух пульсовых волн давления [13, 46].

Первая пульсация давления образуется за счет систолического объема крови в систолу, передающегося напрямую от левого желудочка к пальцам верхних конечностей.

Вторая пульсация давления образуется за счет отражения объема крови, передающегося по аорте и крупным магистральным артериям к нижним конечностям, и направляющегося обратно в восходящий отдел аорты и далее к пальцам верхних конечностей [46]. Интенсивность отражения определяется тонусом мелких мышечных артерий преимущественно дистальнее бедренной артерии. Процесс формирования артериальной пульсации крови схематично представлен на рисунке 3.13.



- – прямая пульсация давления
- – отраженная пульсация давления
- – точка бифуркации артерии

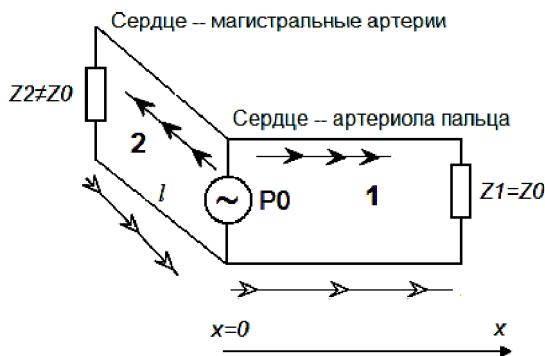
Рисунок 3.13 – Процесс формирования артериальной пульсации крови

Прямая пульсация давления формируется на первом участке артериального русла: *аорта—лучевая артерия—артериола пальца*. Отраженная пульсация давления формируется на втором участке артериального русла: *аорта—магистральные артерии—бифуркация брюшной артерии*. На данном участке артериального русла наблюдается отражение пульсации давления. Для простоты анализа получаемых зависимостей будем считать, что параметры обоих артериальных участков идентичны.

Процесс формирования артериальной пульсации крови в сосудах верхних конечностей, на основании использования аналогии с электрической линией передачи с распределенными параметрами, можно представить эквивалентной схемой, состоящей из двух линий передачи, представленной на рисунке 3.14 [47, 48].

Первый участок артериального русла моделируется линией передачи с согласованной нагрузкой. Зависимость изменения прямой пульсации давления от времени и координаты на первом участке артериального русла описывается следующим выражением:

$$P_1(t, x) = \int_0^t \sqrt{\frac{3\mu x^2}{\pi h r \xi \tau^3}} e^{-\frac{3\mu x^2}{h r \xi \tau}} \cdot P_0(t - \tau) d\tau$$



- – прямая пульсация давления
- – отраженная пульсация давления
- 1 – линия 1 с согласованной нагрузкой
- 2 – линия 2 с несогласованной нагрузкой
- Z_0 – характеристическое сопротивление линии
- Z_1 – сопротивление нагрузки в линии 1
- Z_2 – сопротивление нагрузки в линии 2

Рисунок 3.14 – Эквивалентная схема формирования артериальной пульсации крови в периферических сосудах пальца руки

Второй участок артериального русла моделируется линией передачи с несогласованной нагрузкой. Зависимость изменения отраженной пульсации давления от времени и координаты на втором участке артериального русла описывается выражением:

$$P_r(t, x) = -\delta_l \int_0^t \sqrt{\frac{3\mu(x-2l)^2}{\pi h r \xi \tau^3}} e^{-\frac{3\mu(x-2l)^2}{h r \xi \tau}} \cdot P_0(t - \tau) d\tau$$

Зависимость изменения отраженной пульсации давления от времени в точке с координатой $x=0$ определяется следующим выражением:

$$P_{r0}(t) = -\delta_l \int_0^t \sqrt{\frac{12\mu l^2}{\xi\pi hr\tau^3}} e^{-\frac{12\mu l^2}{\xi hr\tau}} \cdot P_0(t-\tau) d\tau$$

Отраженная пульсация давления, распространяясь от точки отражения, возвращается обратно к аорте, и далее распространяется к артериолам пальцев руки по первому участку артериального русла, тем самым, формируя вторую пульсацию давления.

Зависимость изменения отраженной пульсации давления от времени и координаты на первом участке определяется следующим выражением:

$$P_2(t, x) = \int_0^t \sqrt{\frac{3\mu x^2}{\pi hr\xi\tau^3}} e^{-\frac{3\mu x^2}{hr\xi\tau}} \cdot P_{r0}(t-\tau) d\tau$$

Отраженная пульсация давления распространяется на первом участке артериального русла с определенным временным запаздыванием относительно прямой пульсации давления, что обусловлено временем задержки в распространении отраженной пульсации давления по второму участку артериального русла.

Артериальная пульсация крови, наблюдаемая в периферических сосудах пальцев руки, образуется в результате суммирования прямой и отраженной пульсаций, с учетом времени задержки. Время задержки можно определить, исходя из временного сдвига между идентичными точками двух пульсаций давления, полученных на различных участках артериального русла.

На рисунке 3.15 приведены зависимости изменения времени задержки распространения отраженной пульсации давления от показателя эластичности и длины второго артериального участка l . Анализ полученных зависимостей показал, что с увеличением показателя эластичности время задержки распространения отраженной пульсации давления уменьшается, с увеличением длины второго артериального участка время задержки распространения отраженной пульсации давления увеличивается.

Суммируя зависимости для прямой и отраженной пульсаций давления с учетом времени задержки получим зависимость изменения артериальной пульсации крови от времени и координаты в периферических сосудах пальца руки:

$$P(t, x) = \int_0^t \sqrt{\frac{3\mu x^2}{\xi\pi hr\tau^3}} e^{-\frac{3\mu x^2}{\xi hr^2\tau}} \cdot \left[P_0(t-\tau) - \delta_l \int_0^t \sqrt{\frac{12\mu l^2}{\xi\pi hr(\tau-\Delta)^3}} e^{-\frac{12\mu l^2}{\xi hr(\tau-\Delta)}} \cdot P_0(t-\tau-\Delta) d\tau \right] d\tau$$

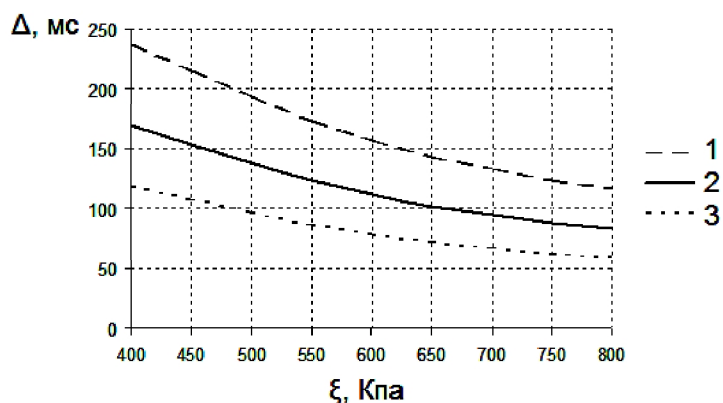
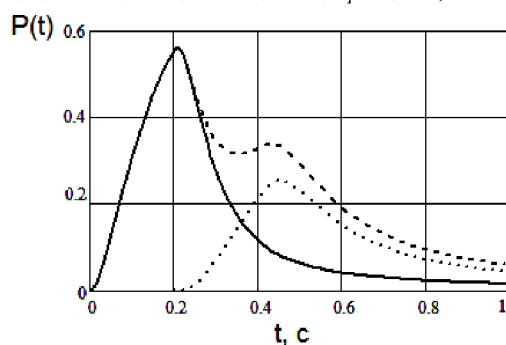


Рисунок 3.15 – Зависимости изменения времени задержки распространения отраженной пульсации давления от показателя эластичности и длины второго артериального участка l ($1 - l=0,7$ м; $2 - l=0,5$ м; $3 - l=0,35$ м)

На рисунке 3.16 приведена зависимость изменения артериальной пульсации крови от времени $P(t)$ для эластичных артерий (параметры модели: $x=0,3$ м, $l=0,4$ м, $\xi=400$ КПа, $h=1$ мм, $r=10$ мм, $\mu=5 \cdot 10^{-3}$ Па·с, $\delta_f=0,5$, $T_f=0,08$ с, $T_z=0,05$ с, $t_p=0,2$ с).



----- артериальная пульсации крови $P(t)$; отраженная пульсация давления $P_2(t)$;
 ————— прямая пульсация давления $P_1(t)$

Рисунок 3.16 – Зависимость изменения артериальной пульсации крови $P(t)$

На рисунках 3.17 и 3.18 приведены зависимости изменения артериальной пульсации крови, при различных значениях показателя эластичности (параметры модели: $x=0,3$ м, $l=0,4$ м, $h=1$ мм, $r=10$ мм, $\mu=5 \cdot 10^{-3}$ Па·с, $\delta_f=0,5$, $T_f=0,08$ с, $T_z=0,05$ с, $t_p=0,2$ с).

Анализ полученных зависимостей показывает, что при увеличении показателя эластичности форма контура артериальной пульсации крови претерпевает значительные изменения: амплитуда увеличивается, временное расстояние между максимумами уменьшается, увеличивается наклон сигнала на начальном участке.

Анализ технических средств неинвазивной регистрации сигнала артериальной пульсации крови, проведенный в первой главе, показывает, что фотоплетизмографический способ регистрации является наиболее приемлемым и эффективным для решения поставленных задач.

Фотоплетизмографический способ регистрации сигнала артериальной пульсации крови основан на методе фотометрии, в основу которого положена способность биологической ткани, содержащей пульсирующий артериальный сосуд, изменять степень поглощения светового потока, проходящего сквозь ткань.

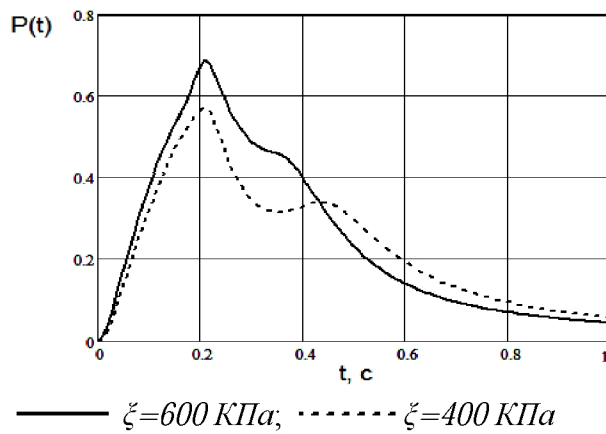


Рисунок 3.17 – Зависимости изменения артериальной пульсации крови при различных значениях показателя эластичности

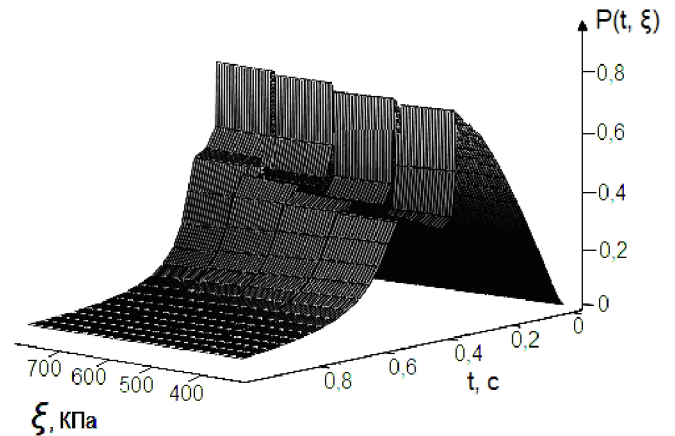


Рисунок 3.18 – Зависимости изменения артериальной пульсации крови от времени и показателя эластичности

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 [49]:

$$I = I_0 \cdot e^{-a_\lambda l} \quad (3.24)$$

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:

$$l = d_{\approx} + \Delta d_{\approx} + L_{\perp}$$

где: $d_{\approx}$ – исходный диаметр пульсирующего артериального сосуда, $\Delta d_{\approx}$ – изменение диаметра пульсирующего артериального сосуда, $L_{\perp}$ – 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:

$$\Delta d_{\approx}(t) = \frac{3}{2} \cdot v \cdot \frac{d_{\approx}^2}{h} \cdot \frac{P(t)}{\xi_0}$$

где: v – коэффициент Пуассона, h – толщина стенки пульсирующего сосуда, $P(t)$ – изменение пульсации давления во времени, ξ_0 – базовое значение модуля Юнга стенки артериального сосуда. Изменение пульсаций давления во времени определяется выражением (3.24).

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):

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

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

В результате можем записать выражением (3.24) в следующем виде:

$$i_{\phi}(t) = i_{\phi 0} + S_{\lambda} \cdot \beta \cdot U_{cd} \cdot I_{cd} \cdot e^{-a_{\lambda} \cdot \left(\frac{3}{2} \cdot v \cdot \frac{d_{\approx}^2}{h} \cdot \frac{P(t)}{\xi_0} + d_{\approx} + l_{\approx} \right)}$$

где: $i_{\phi 0}$ – темновой ток фотодиода, $P(t)$ определяется как:

$$P(t) = \int_0^t \sqrt{\frac{3\mu x^2}{\xi\pi hr\tau^3}} e^{-\frac{3\mu x^2}{\xi hr\tau}} \cdot \left[P_0(t-\tau) - \delta_I \int_0^t \sqrt{\frac{12\mu I^2}{\xi\pi hr(\tau-\Delta)^3}} e^{-\frac{12\mu I^2}{\xi hr(\tau-\Delta)}} \cdot P_0(t-\tau-\Delta) d\tau \right] d\tau$$

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.

Для проверки адекватности предложенной модели процессов формирования сигнала артериальной пульсации крови было проведено сравнение фрагментов опорных сигналов артериальной пульсации крови, зарегистрированных у людей с различным состоянием артериального русла, и соответствующих фрагментов модельных зависимостей, полученных при различных значениях показателя эластичности. Сигналы артериальной пульсации крови были получены с помощью сертифицированного компьютерного фотоплетизмографа “Элдар”, имеющего стандартные характеристики (полоса пропускания 0,05 – 15 Гц, разрешение АЦП – 10 бит, частота дискретизации 100 Гц).

Были сформированы три группы добровольцев: группа 1 состояла из 15 здоровых людей в возрасте от 18 до 30 лет без заболеваний сердечно-сосудистой системы, группа 2 – из 15 людей в возрасте от 35 до 50 лет с характерными возрастными изменениями эластичности артериальных сосудов, группа 3 – из 15 людей в возрасте от 55 до 70 лет с сильно выраженными возрастными изменениями эластичности артериальных сосудов. Для нормированных опорных сигналов и нормированных модельных зависимостей артериальной пульсации крови коэффициент корреляции составил не менее 0,9 ($p < 0,05$); что позволяет сделать вывод о том, что предложенная модель адекватно описывает процесс формирования сигнала артериальной пульсации крови в ИП биосигналов сердечного ритма при различных значениях показателя эластичности артериальных сосудов.

ГЛАВА 4 Исследование погрешностей измерительных преобразователей показателей сердечного ритма

4.1 Методика оценки погрешностей измерительного преобразователя показателей сердечного ритма

Важным этапом исследования ИП показателей сердечного ритма является снижение погрешностей измерения длительностей межпульсовых и R-R интервалов, иными словами кардиоинтервалов (КИ) – временных интервалов между двумя последовательными опорными точками сигнала. Точное измерение длительностей КИ необходимо для эффективного определения диагностических показателей состояния сердечно-сосудистой системы человека.

Одной из основных характеристик обнаружителя опорных точек биосигналов и всего ИП биосигналов сердечного ритма является погрешность измерения длительностей КИ, которая может стать источником погрешности определения диагностического показателя (ДП) и, как следствие, снизить эффективность определения состояния сердечно-сосудистой системы человека.

Другими составляющими погрешности определения ДП являются методические погрешности формирования ДП, возникающие при интерполяции зарегистрированной выборки КИ с неэквидистантными отсчетами в последовательность длительностей КИ с равномерными отсчетами во времени, а также выбор параметров регистрации биосигналов.

В настоящее время вопросы минимизации погрешностей ИП биосигналов сердечного ритма, обусловленных погрешностью обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови, остаются недостаточно исследованными. Основным требованием, которое предъявляется к средствам обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови является возможность эффективной работы в условиях помех высокой интенсивности и сильной изменчивости формы сигнала. Обнаружение опорных точек сигнала артериальной пульсации крови осложнено артефактами и помехами, обусловленными движениями и дыханием пациента.

При снижении точности ИП увеличивается погрешность определения ДП, а также возникают ограничения на выбор параметров выборки данных, в частности на величину объема выборки, так как с ростом погрешности измерений корректными становятся оценки для относительно больших выборок, что может затруднить мониторинг состояния в системах управления эластичностью или сделать некорректным использование спектральных оценок в силу того, что биосигналы обладают значительной нестационарностью на длительных интервалах регистрации.

Повышение точности определения ДП требует уменьшения погрешности ИП биосигналов сердечного ритма, однако необоснованное увеличение точности измерительных средств приводит к удорожанию аппаратуры. Разработка ИП биосигналов для систем контроля показателя эластичности артериальных сосудов требует выработки критериев точности ИП, основанных на оценке влияния погрешности ИП на характеристики диагностических показателей.

Исследование влияния погрешностей ИП на погрешности определения ДП осуществляется путем формирования модельных последовательностей КИ, соответствующих заданным значениям показателей сердечного ритма [50].

Зависимость изменения длительностей КИ от времени можно представить в виде гармонического колебания, что соответствует большинству современных представлений о структуре сердечного ритма и происходящих процессах регуляции [18, 24].

$$PP(t) = PP_0 \cdot [1 + C_1 \sin(2\pi f_1 t) + C_2 \sin(2\pi f_2 t)] \quad (4.1)$$

где: PP_0 – среднее значение длительности КИ; C_1, f_1 – коэффициент изменения и частота изменения длительностей КИ под действием факторов регуляции симпатического отдела вегетативной нервной системы, соответственно; C_2, f_2 – коэффициент изменения и частота изменения длительностей КИ под действием факторов регуляции парасимпатического отдела вегетативной нервной системы, соответственно [16]. Значение частот f_1 и f_2 находятся в пределах диапазона физиологической адекватности, для f_1 этот диапазон составляет $[0,04 - 0,14]$ Гц, для f_2 – $[0,14 - 0,4]$ Гц.

В качестве диагностического показателя, оценивающего состояние сердечно-сосудистой системы человека, выберем показатель общей спектральной мощности последовательности длительностей КИ.

Величину погрешности определения ДП будем оценивать как относительное отклонение значения ДП, определяемого для модельной последовательности КИ, формируемых на основе зависимости (4.1), от значения ДП, определяемого для выборок КИ, с учетом влияния различных возмущающих факторов, приводящих к возникновению погрешности определения ДП.

Модель выборки зарегистрированных КИ может быть представлена следующей последовательностью:

$$PP[k]: PP_0 \cdot \{1 + C_1 \sin(2\pi f_1 t_k) \cdot \delta(t - t_k) + C_2 \sin(2\pi f_2 t_k) \cdot \delta(t - t_k)\}, \quad k = 1 \dots N, \quad t_k = \sum_{j=1}^{k-1} PP_j \quad (4.2)$$

где: t_k – время регистрации k -го КИ, $\delta(t)$ – функция Дирака, N – количество КИ в выборке.

Общая спектральная мощность модельной выборки зарегистрированных КИ определяется следующим образом:

$$S_{PP} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=0}^{N-1} \left| \sum_{k=0}^{N-1} PP(k) \cdot e^{-j \frac{2\pi}{N} nk} \right|^2; \quad n, k = 0 \dots N-1$$

Процесс формирования модельной выборки зарегистрированных КИ представлен на рисунке 4.1: сплошной линией приведена зависимость изменения длительностей КИ от времени, точками показаны дискретные выборки зарегистрированных длительностей КИ.

Выборки зарегистрированных длительностей КИ (выражение 4.2) представляют собой последовательности с неэквидистантными отсчетами. Для преобразования зарегистрированных выборок КИ в последовательности с равномерными отсчетами во времени необходима аппроксимация отсчетов исходных выборок с помощью гладких функций с последующей дискретизацией [18, 29].

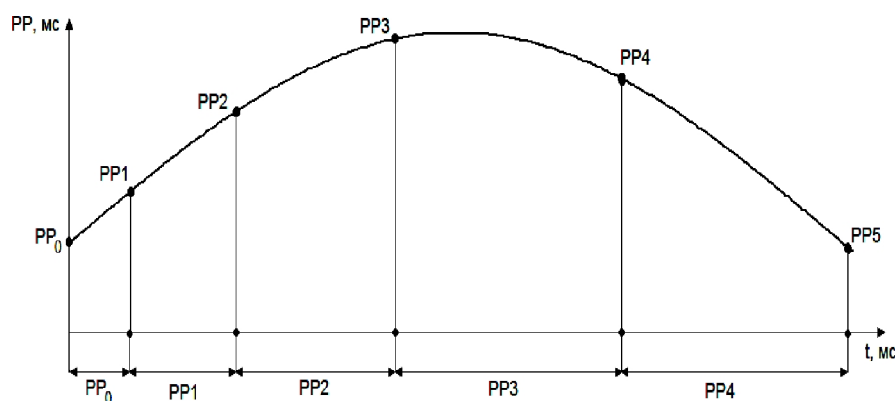


Рисунок 4.1 – Формирование модельной выборки зарегистрированных КИ

Рассмотрим погрешности определения ДП, возникающие из-за преобразования зарегистрированных выборок КИ в зависимости длительностей КИ от реального времени. Погрешность определения ДП в этом случае будет определяться как:

$$\delta_1 = \frac{D_M - D_3}{D_M} \cdot 100\%$$

где: D_M – ДП, определенный для модельной последовательности длительностей КИ, согласно выражению (4.1), D_3 – ДП, определенный для аппроксимированной выборки зарегистрированных КИ.

На рисунках 4.2 и 4.3 приведены зависимости изменения погрешности определения ДП от частоты изменения длительностей КИ f_2 и изменения среднего значения длительностей КИ, соответственно, при различных типах интерполяции. Зависимости получены при следующих параметрах модели: $PP_0=1000$ мс, $f_f=0,1$ Гц; $C_1=C_2=0,03$; $N=1000$.

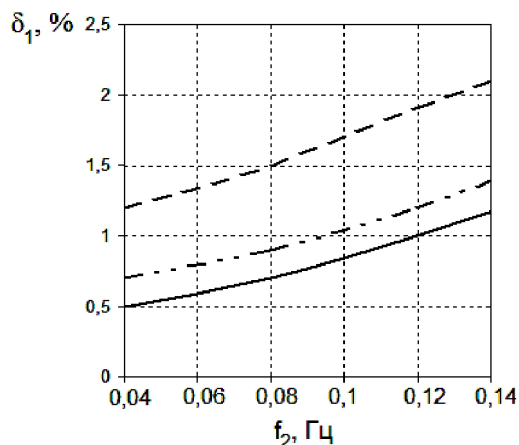


Рисунок 4.2 – Зависимость изменения погрешности определения ДП от частоты изменения длительностей межпульсовых интервалов

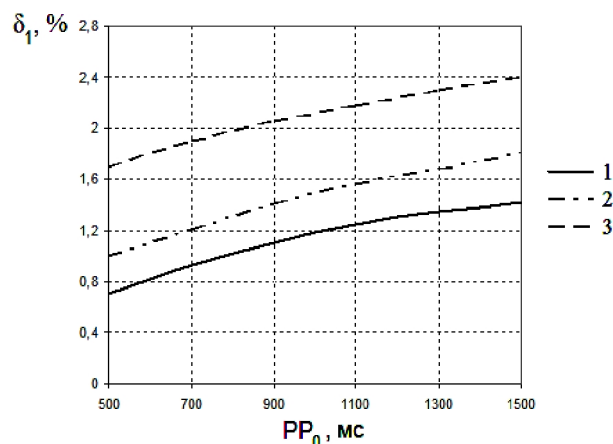


Рисунок 4.3 – Зависимость изменения погрешности определения ДП от среднего значения длительностей межпульсовых интервалов

1 – интерполяция кубическими сплайнами,

2 – интерполяция квадратичным полиномом, 3 – интерполяция линейным полиномом

Анализ полученных зависимостей показал, что погрешность определения ДП зависит от типа применяемой интерполяции, при этом интерполяция с помощью кубических сплайнов обеспечивает наименьшую погрешность. С увеличением частоты изменения длительностей КИ и величины среднего значения длительностей КИ погрешности ДП увеличиваются,

при этом в диапазоне изменения параметров модели погрешность определения ДП не превышает единиц процентов.

Рассмотрим влияние выбора параметров регистрации биосигналов на погрешность определения ДП. Для этого оценим влияние выбора различных значений длительности регистрации биосигналов.

Погрешность ДП в данном случае определяется как:

$$\delta_2 = \frac{D_m - D_{lim}}{D_m} \cdot 100\%$$

где: D_m – ДП, определенный для модельной последовательности длительностей КИ, D_{lim} – ДП, определенный для ограниченной по длительности выборки КИ.

Зависимость погрешности определения ДП от длительности регистрации также будет зависеть от частоты изменения длительностей КИ f_2 . На рисунке 4.4 приведены зависимости погрешности определения ДП от длительности регистрации биосигналов при различной частоте изменения длительностей КИ f_2 . Зависимости получены при следующих параметрах модели: $PP_0=1000$ мс, $f_1=0,1$ Гц; $C_1=C_2=0,03$. Полученные зависимости показывают, что уменьшение длительности регистрации биосигналов приводит к увеличению относительной погрешности определения ДП.

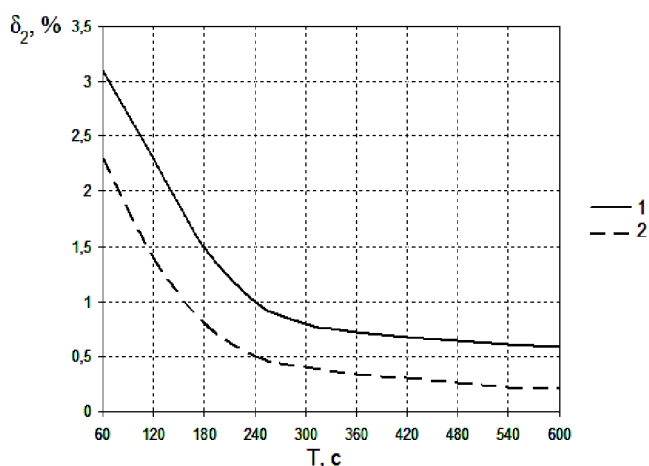


Рисунок 4.4 –Зависимость изменения погрешности определения ДП от длительности регистрации биосигналов, 1 – $f_2=0,04$ Гц, 2 – $f_2=0,15$ Гц

Предъявляемые требования к экспресс системам управления эластичностью артериальных сосудов и ограничения, накладываемые спектральным преобразованием с точки зрения стационарности биосигналов, требуют уменьшения длительности регистрации сигналов.

Необходимость обеспечения требуемой разрешающей способности при спектральном преобразовании и минимизации погрешности определения ДП не позволяет использовать малые длительности регистрации биосигналов. При этом заметим, что на определенном интервале дальнейшее увеличение длительности регистрации биосигналов приводит к незначительному снижению погрешности определения ДП, поэтому наиболее оптимальное значение длительности регистрации находится в интервале 240 – 360 с, что соответствует основным рекомендациям стандарта анализа ВСР по использованию 5-минутной длительности регистрации биосигналов [16].

Для анализа влияния погрешности измерения длительностей КИ на погрешность определения ДП задавалась величина случайной погрешности измерений с характеристиками

нормального распределения (математическое ожидание равно нулю, среднеквадратичное отклонение (σ) определялось величиной вносимой погрешности, количество выборок $N=10000$). Погрешность определения ДП определялась как:

$$\delta_3 = \frac{D_m - D_n}{D_m} \cdot 100\%$$

где: D_m – ДП, определенный для модельной последовательности КИ, D_n – ДП, определенный для выборки КИ при добавлении погрешности измерения в значения длительностей КИ.

Для оценки погрешности измерения длительностей КИ использовались квантильные характеристики погрешностей, при которых значение погрешности с заданной доверительной вероятностью P находится внутри интервала неопределенности $\pm\Delta_p$.

Погрешность определения ДП рассматривалась при доверительной вероятности 0,9, так как только в этом случае для наиболее распространенных законов распределения вероятностей она имеет однозначное соотношение со среднеквадратичным отклонением вне зависимости от вида закона распределения. При $P=0,9$ абсолютная погрешность определяется как: $\Delta_{0,9}=\pm 1,6\cdot\sigma$, где σ – среднеквадратичное отклонение [51].

Зависимости изменения погрешности определения ДП от погрешности измерения длительностей КИ при различных значениях коэффициента изменения длительностей КИ (C_2) приведены на рисунке 4.5. Зависимости получены при следующих параметрах выборки длительностей КИ: $PP_0=1000$ мс; $C_1=0,03$; $f_I=0,1$ Гц; $RR_0=1000$ мс.

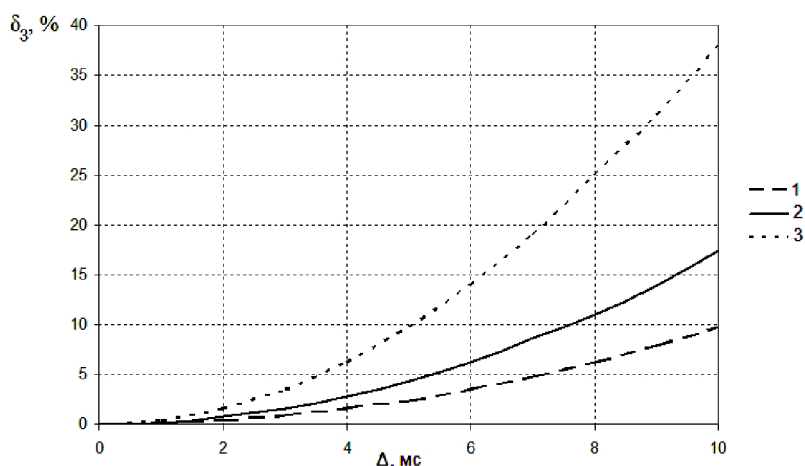


Рисунок 4.5 – Зависимость изменения погрешности определения ДП от погрешности измерения длительностей КИ 1 – $C_2=0,03$; 2 – $C_2=0,02$; 3 – $C_2=0,012$

Анализ полученных зависимостей показывает, что уменьшение допустимой погрешности определения ДП повышает требования к предельной погрешности измерения длительностей КИ. Если ограничить погрешность определения ДП на уровне 10%, то погрешность измерений длительностей КИ не должна превышать 5 мс в широком диапазоне изменения показателя эластичности, что накладывает определенные требования к построению аппаратно-программных средств обнаружения опорных точек биосигналов.

4.2 Средства обнаружения опорных точек сигналов артериальной пульсации крови и биоэлектрической активности сердца

В предыдущем разделе было показано, что значительное влияние на величину погрешности определения ДП в ИП биосигналов сердечного ритма оказывает погрешность измерения длительностей межпульсовых и R-R интервалов, которая в свою очередь определяется эффективностью применяемых схем обнаружения опорных точек биосигналов.

В настоящее время существует достаточно большое количество исследований, посвященных построению эффективных схем обнаружения R-зубцов сигнала биоэлектрической активности сердца [27, 52-54]. С целью обеспечения эффективного обнаружения R-зубца было разработано множество различных алгоритмов, основанных на применении первой и второй производной, методов цифровой фильтрации, применении вейвлет-преобразований, согласованных фильтров и нейронных сетей [27, 52].

В [52] проведено сравнительное исследование 9 наиболее распространенных методов обнаружения R-зубцов сигнала биоэлектрической активности сердца. Результаты исследования показали, что наиболее эффективным методом обнаружения R-зубцов по критерию минимизации погрешности определения временного положения R-зубца является метод Пана-Томпкинса.

В данной работе предлагается обнаружитель R-зубца, на основе модифицированного метода Пана-Томпкинса, включающий в себя стадии полосовой фильтрации, предварительной обработки и последующего сглаживания сигнала биоэлектрической активности сердца с помощью фильтра скользящего среднего.

На рисунке 4.6 изображена структурная схема обнаружителя R-зубцов сигнала биоэлектрической активности сердца.

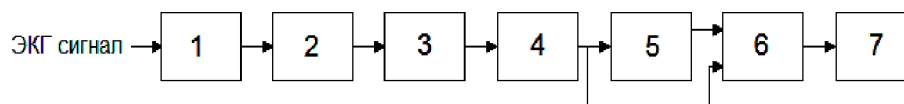


Рисунок 4.6 – Структурная схема обнаружителя R-зубцов сигнала биоэлектрической активности сердца;

1 – блок полосовой фильтрации, 2 – блок предварительной обработки, 3 – фильтр скользящего среднего, 4 – блок формирования скользящего окна, 5 – блок формирования порогового уровня, 6 – пороговое устройство, 7 – детектор максимума

Полосовая фильтрация сигнала биоэлектрической активности сердца позволяет улучшить соотношение сигнал/шум и повысить достоверность обнаружения R-зубца. Оптимальной полосой пропускания для полосового фильтра при цифровой обработке сигнала биоэлектрической активности сердца в системах мониторинной диагностики состояния сердечно-сосудистой системы на основе определения параметров сердечного ритма является полоса 2 – 20 Гц [55]. В качестве полосового фильтра наиболее целесообразно использовать фильтр Баттерворта высокого порядка (8 – 12), к преимуществам фильтров данного типа относится плоская частотная характеристика в полосе пропускания и невысокие требования к вычислительной мощности, а к недостаткам – нелинейная фазовая характеристика и невысокая крутизна частотной характеристики. Первый недостаток компенсируется на стадии разработки фильтра: сигнал после прохождения фильтра пропускается через него повторно, но в обрат-

ном по времени направлении [27]. Второй недостаток нивелируется выбором порядка фильтра, как правило, фильтры Баттерворта 8 – 12 порядка обладают достаточной крутизной частотной характеристики, что позволяет эффективно подавлять сигнал помехи и не искажать характеристики полезного сигнала [27, 56].

Сигнал после применения процедур предварительной обработки определяется следующим образом:

$$g(k) = \sum_{i=1}^N [x(k-i+1) - x(k-i)]^2 (N-i+1)$$

где: $x(k)$ – сигнала биоэлектрической активности сердца после прохождения полосового фильтра, N – ширина окна, $g(k)$ – сигнал на выходе блока 2.

На стадии предварительной обработки происходит подавление низкочастотных компонентов сигнала биоэлектрической активности сердца, обеспечивается достаточный коэффициент усиления для высокочастотных компонент, появляющихся из-за крутых склонов QRS комплекса. Операция возведения в квадрат делает результат положительным и дополнительно усиливает большие разности, возникающие из-за QRS комплекса, а меньшие разности, обусловленные низкочастотными компонентами сигнала биоэлектрической активности сердца, подавляются.

Дальнейшее сглаживание сигнала выполняется с использованием фильтра скользящего среднего по M точкам:

$$Y(k) = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} g(k-j)$$

Выбор ширины окон N и M определяется частотой дискретизации и влияет на величину задержки выходного сигнала относительно исходного сигнала биоэлектрической активности сердца. При выборе слишком большой ширины окна выходные сигналы, связанные с QRS комплексом и низкочастотными компонентами сигнала биоэлектрической активности сердца будут сливаться, в то время как слишком маленькая ширина окна приведет к появлению нескольких максимумов для единственного QRS комплекса, что ухудшит эффективность детектирования R-зубца пороговым устройством.

На последующих этапах происходит определение временного положения максимумов сигнала Y . Для этого формируется скользящее окно длительностью 2 секунды, для каждого окна пороговым устройством определяется величина порога (Lev), как 1/5 часть от максимального значения сигнала в окне, на выход порогового устройства проходят только те отсчеты сигнала, для которых соблюдается условие: $Y(k) > Lev$.

На рисунке 4.7 приведены зависимости сигнала биоэлектрической активности сердца от времени на различных этапах работы обнаружителя R-зубца.

Максимум сигнала Y фиксируется детектором при одновременном выполнении следующих условий:

$$Y(k) > Y(k+1) \text{ \& } Y(k) > Y(k-1)$$

В случае выполнения указанных условий номер отсчета k определяет временное положение R зубца с учетом внесенной временной задержки. Подобным образом, происходит определение временного положения всех R зубцов анализируемого сигнала биоэлектрической

активности сердца и формируется массив временного положения R зубцов, который будет использоваться для формирования доверительного интервала в алгоритме обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови.

Задача построения эффективной схемы обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови является в настоящее время актуальной проблемой.

В общем случае схема обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови формирует выходной импульсный сигнал, положение максимума или фронта которого соответствует положению опорной точки во времени. Процессу обнаружения опорных точек часто предшествует их выделение на фоне помех и шумов.

В качестве опорных точек сигнала артериальной пульсации выбираются наиболее различимые на фоне помех и шумов: систолический максимум сигнала, минимум сигнала артериальной пульсации, максимум сигнала первой производной [10, 57]. Основным требованием, предъявляемым к средствам обнаружения опорных точек, является возможность эффективной работы в условиях помех высокой интенсивности и изменчивости формы сигнала артериальной пульсации, обусловленные дыханием человека и локальным перераспределением крови в артериальных сосудах, вызванным движением [57-61].

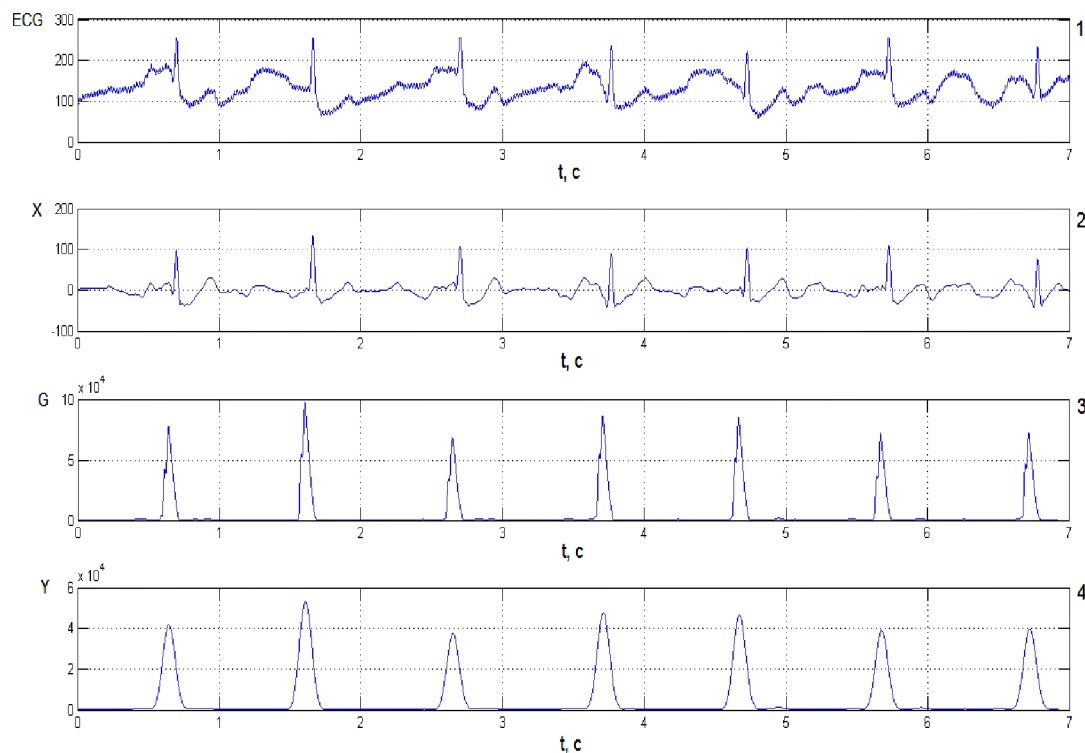


Рисунок 4.7 – Зависимости сигналов от времени на различных этапах работы обнаружителя

R-зубца (1 – исходный сигнала биоэлектрической активности сердца, 2 – сигнал после прохождения полосового фильтра, 3 – сигнал после процедур предварительной обработки, 4 – сигнал после сглаживания фильтром скользящего среднего)

В общем случае обнаружитель опорной точки сигнала артериальной пульсации включает последовательно соединенные блок предварительной обработки и пороговый детектор.

Первичная обработка биосигнала артериальной пульсации включает в себя различные этапы цифровой фильтрации для устранения шумов и помех, а также набор амплитудно-

временных преобразований исходного биосигнала в форму наиболее пригодную для последующего анализа пороговым устройством.

На стадии предварительной обработки биосигналов артериальной пульсации крови наиболее часто используются:

- методы частотной фильтрации [59, 61];
- фильтрация во временной области [59, 60],
- методы, основанные на первой производной и нелинейных преобразованиях [57].

Реже применяются методы, основанные на корреляционной обработке, применении вейвлет-преобразований и использовании нейронных сетей.

Применение полосовой частотной фильтрации на этапе предварительной обработки сигнала артериальной пульсации крови позволяет уменьшить влияние различного рода помех, как физического, так и биологического происхождения [6, 7, 10]. В основе принципа линейной частотной фильтрации лежит различие в спектральных характеристиках сигнала периферической артериальной пульсации и различного вида помех.

Применение фильтров нижней частоты (ФНЧ) с частотой среза 10-15 Гц позволит уменьшить или полностью исключить влияние помех от электрической сети, с основной частотой 50 Гц [6, 63].

Дыхательные тренды, присутствующие в сигнале артериальной пульсации крови, искажают изолинию и форму пульсовой волны, что может приводить к неточностям в определении временного положения опорной точки сигнала. В силу того, что максимальная частота дыхания человека в норме не может превышать 0,5 Гц, то одним из способов борьбы с дыхательными помехами является применение цифровой фильтрации с помощью фильтров верхних частот с частотой среза не более 0,5 – 0,7 Гц [57-62].

В качестве цифровых фильтров для предварительной обработки сигналов артериальной пульсации крови 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 [27].

Для реализации фильтрации во временной области часто используют фильтр скользящего среднего: [27]

$$y(n) = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N x(n-j)$$

где: $x(n)$ – входной сигнал, N – ширина скользящего окна, $y(n)$ – выходной сигнал.

Применение фильтра скользящего среднего приводит к сглаживанию исходного сигнала, и обычно, используется для устранения ошибок квантования и для устранения высокочастотных шумов в сигнале. Свойства такого рода фильтров полностью определяются шириной окна N .

В [60] фильтр скользящего среднего используется для преобразования исходного сигнала артериальной пульсации крови в квазигармонический сигнал, максимумы которого соответствуют временному положению систолического пика с задержкой равной ширине окна N , при этом ширина окна выбиралась как $\frac{1}{4}$ часть от частоты дискретизации сигнала артери-

альной пульсации. В [58] приведено исследование точности обнаружения систолических максимумов сигнала артериальной пульсации крови в зависимости от ширины окна N : было показано, что максимальная эффективность достигается при ширине окна равной $\frac{1}{4}$ части от частоты дискретизации.

Применение оператора первой производной к биосигналу артериальной пульсации позволяет выделить “среднюю” точку переднего фронта ФПГ сигнала [7, 57]. Как правило, методы, основанные на первой производной, сочетаются с комбинацией различных нелинейных преобразований, так в [57] после применения оператора первой производной, результат возводится в квадрат, что позволяет улучшить соотношение сигнал/шум и упростить последующий поиск максимумов пороговым устройством в обработанном сигнале.

Необходимо отметить, что частотная полосовая фильтрация может использоваться на самом первом этапе предварительной обработки сигнала артериальной пульсации для всех описанных выше методов, что может привести к снижению погрешностей определения диагностического показателя в условиях действия низкочастотных помех высокой интенсивности.

Пороговые устройства выделяют из обработанного сигнала опорные точки исходного биосигнала. Наибольшее распространение получили адаптивные пороговые детекторы, у которых абсолютное значение порога зависит от амплитуды входного сигнала, благодаря чему происходит адаптация к нестационарному характеру сигнала артериальной пульсации. В частности, в [57] значение порога адаптивно определяется как доля от среднего значения амплитуд двух предыдущих обнаруженных пиков.

Существуют методы детектирования опорной точки с помощью скользящего окна фиксированной длительности, в течение которого происходит обнаружение опорной точки с помощью пороговой схемы, при этом значение порога обычно устанавливается как доля от максимального значения сигнала в данном окне. Длительность скользящего окна выбирается таким образом, чтобы в течение этого времени в сигнале присутствовала, как минимум одна опорная точка, таким образом, ширина окна определяется минимально возможной частотой пульса и обычно составляет 1500 – 2000 мс [8, 5].

В качестве порога также используются квантильные оценки на основе непараметрических описательных статистик, например, в [59, 61] в качестве порогового уровня используется значение 70-го перцентиля выборки отсчетов сигнала артериальной пульсации сигнала после прохождения через полосовой фильтр.

Существуют также дополнительные алгоритмы пороговых устройств схем обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации, использующие априорную информацию о частотных характеристиках сердечного ритма, например, наличие рефрактерного периода сократимости сердечной мышцы. Другими словами, после успешного обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации, устанавливается период релаксации, в течение которого детектирование следующей опорной точки не осуществляется. Длительность периода релаксации определяется максимально возможной частотой пульса человека и составляет, как правило, 250 – 300 мс [27, 36].

С целью повышения эффективности обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации могут применяться специальные методы коррекции, позволяющие исключать ложно обнаруженные опорные точки. Наиболее простой реализацией такого метода коррек-

ции является исключение опорных точек, которым соответствуют аномальные значения длительности межпульсовых интервалов. Например, пропуск очередной опорной точки сигнала артериальной пульсации крови приводит к появлению аномального значения длительности межпульсового интервала, которое необходимо будет исключить из дальнейшего анализа.

Одним из вариантов построения порогового устройства обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации является синхронная регистрация электрокардиографического сигнала (ЭКГ) и сигнала артериальной пульсации, с последующим определением временного положения опорной точки сигнала артериальной пульсации относительно положения соответствующего R-зубца ЭКГ сигнала. Данный метод основан на использовании априорной информации о существовании доверительного временного интервала относительно положения соответствующего R-зубца ЭКГ сигнала, в пределах которого находится опорная точка сигнала артериальной пульсации [7, 36]. На основе имеющихся физиологических данных [7], а также эмпирических исследований взаимного расположения различных опорных точек сигнала артериальной пульсации и R-зубца ЭКГ сигнала [63] можно предложить доверительный интервал, относительно временного положения R-зубца ЭКГ сигнала, в котором с вероятностью близкой к 1 будет находиться опорная точка сигнала артериальной пульсации.

Преимуществом данного способа построения обнаружителя является более высокая точность и эффективность детектирования опорной точки сигнала артериальной пульсации, в силу того, что длительность доверительного интервала составляет порядка 300-400 мс, и соответственно, вероятность ложного обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации минимальна.

Для обеспечения эффективного детектирования опорной точки сигнала артериальной пульсации крови предлагается амплитудно-временной обнаружитель. На стадии предварительной обработки сигнала артериальной пульсации крови применяется операции дифференцирования и нелинейного преобразования сигнала. В данном амплитудно-временном обнаружителе в качестве опорной точки предложено использовать максимум первой производной сигнала артериальной пульсации крови. Обнаружение максимума первой производной сигнала происходит на основе трехточечной схемы детектирования на интервале поиска, формируемого временным положением соответствующего R-зубца сигнала биоэлектрической активности сердца. Границы интервала поиска определяются на основе априорных физиологических данных о взаимоположении соответствующих биосигналов, что обеспечивает высокую эффективность детектирования.

На рисунке 4.8 приведена структурная схема предлагаемого амплитудно-временного обнаружителя опорной точки сигнала артериальной пульсации крови.

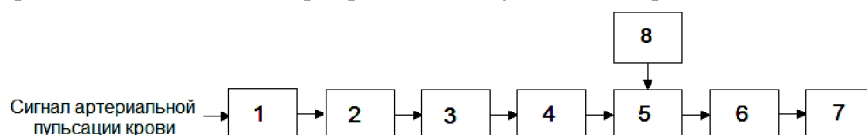


Рисунок 4.8 – Структурная схема амплитудно-временного обнаружителя опорной точки сигнала артериальной пульсации крови

1 – блок полосовой фильтрации, 2 – блок дифференцирования сигнала, 3 – блок возведения сигнала в третью степень, 4 – блок выделения положительных отсчетов, 5 – блок формирова-

ния интервала поиска опорной точки, 6 – детектор максимума сигнала, 7 – блок измерения длительностей межпульсовых интервалов, 8 – детектор R-зубцов ЭКГ сигнала.

На первом этапе к исходному сигналу артериальной пульсации крови применяется оператор дифференцирования:

$$P(n) = \frac{1}{\Delta_o} [Ppg(n-1) - Ppg(n)]$$

где: n – номер отсчета сигнала, Δ_o – интервал дискретизации сигнала, $Ppg(n)$ – исходный сигнал артериальной пульсации крови,

Далее полученный после дифференцирования сигнал возводится в третью степень, затем из сигнала удаляются отсчеты с отрицательным значением амплитуды. На рисунке 4.9 приведены зависимости изменения сигнала артериальной пульсации крови от времени на различных этапах работы обнаружителя опорной точки.

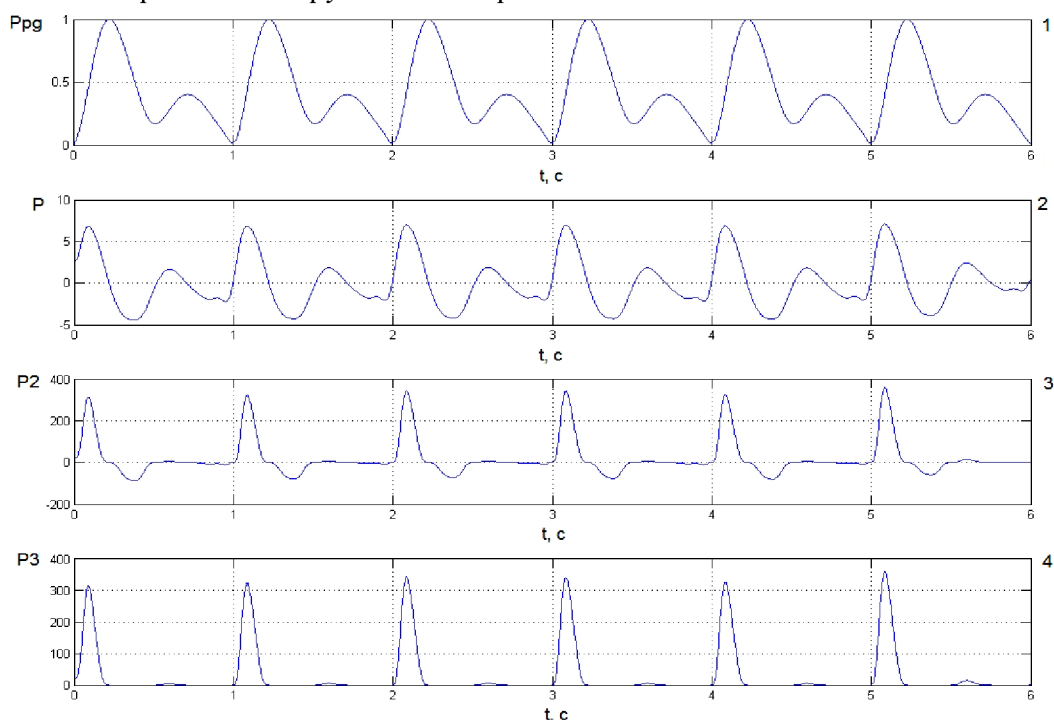


Рисунок 4.9 – Зависимости изменения сигналов от времени на различных этапах работы обнаружителя опорной точки

1 – исходный сигнал артериальной пульсации крови, 2 – сигнал после дифференцирования, 3 – сигнал после возведения в третью степень, 4 – сигнал после выделения положительных отсчетов.

Выходной сигнал после прохождения всех этапов предварительной обработки попадает на вход схемы детектирования опорной точки, состоящей из блока формирования интервала поиска опорной точки сигнала артериальной пульсации крови, детектора максимума.

Опорная точка сигнала артериальной пульсации крови детектируется на фиксированном временном интервале от положения соответствующего R-зубца: $(t_r + 100 \text{ мс} \div t_r + 450 \text{ мс})$, где t_r – временное положение R-зубца. Длительность интервала поиска опорной точки сигнала артериальной пульсации крови определяется на основе априорной физиологической информации о взаимоположении R-зубца ЭКГ сигнала и опорной точки сигнала артериальной пульсации крови [7, 36, 63].

Детектор максимума производит определение временного положения максимума первой производной сигнала артериальной пульсации крови на временном интервале поиска при соблюдении следующих условий:

$$P_3(n) > P_3(n+1) \ \& \ P_3(n) > P_3(n-1)$$

При соблюдении указанных условий номер отсчета n определяет временное положение максимума производной сигнала артериальной пульсации крови, принимаемого за опорную точку сигнала.

Длительность межпульсового интервала определяется как разность между временным положением двух последовательных опорных точек сигнала артериальной пульсации крови.

$$PP(j) = \Delta_\delta \cdot [\max(j+1) - \max(j)],$$

где: $PP(j)$ – длительность j -го межпульсового интервала, Δ_δ – интервал дискретизации сигнала, $\max$ – номер отсчета, являющегося максимумом первой производной сигнала артериальной пульсации крови.

4.3 Исследование погрешностей обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови

Одним из возможных путей исследования методов и средств обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации является моделирование процессов обнаружения и присутствующих возмущающих воздействий [64]. Для исследования средств обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови будем использовать сигналы, получаемые на основе предложенной во второй главе математической модели гемодинамических процессов.

Кроме модельных сигналов артериальной пульсации крови необходимо создать модели сигналов помех, присутствующих при регистрации и обработки бисигналов в практических условиях.

Основными помехами, влияющими на эффективность обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови являются:

1) помехи электрической природы, возникающие в усилительном тракте ИП в результате влияния внешних электромагнитных полей, обусловленных работой электрической сети питания; модель таких помех может быть описана выражением:

$$B_1(t) = A_1 \sin(2\pi f_1 t) \quad (4.4)$$

где: A_1 – амплитуда помехи, обусловленной электрической сетью питания, f_1 – частота электрической сети питания (50 или 60 Гц).

2) помехи физиологического происхождения, обусловленные дыханием пациента, могут быть описаны выражением:

$$B_2(t) = A_2 \sin(2\pi f_2 t) \quad (4.5)$$

где: A_2 – амплитуда, моделирующая интенсивность дыхательных волн, f_2 – частота дыхания человека (в диапазоне 0,1 – 0,3 Гц).

3) артефакты физиологического происхождения, обусловленные движением пациента. Для моделирования влияния такого рода помех в [64] предлагается использовать гармонический сигнал с основной частотой в диапазоне 1 – 4 Гц [65], сглаженный окном Хемминга, что по-

зволяет имитировать переходные процессы, возникающие в усилительном тракте ИП, во время резких движений человека при регистрации биосигналов.

$$B_3(t) = A_3 \sin(2\pi f_3 t) \cdot [0,54 - 0,46 \cdot \cos(2\pi f_4 t)] \quad (4.6)$$

где: A_3 – амплитуда воздействия, моделирующего перераспределение крови в сосуде, вызванное движениями человека, f_3 – частота гармонического сигнала, f_4 – частота обратная длительности окна Хемминга.

В состав известных схем обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови входит полосовой фильтр, задачей которого является выделение полезного сигнала на фоне помех и шумов. В задачах регистрации и обработки сигналов артериальной пульсации крови полосовой фильтр необходим для минимизации высокочастотных помех, обусловленных воздействием электрической сети питания на усилительный тракт ИП, и низкочастотных помех физиологической природы, вызванных влиянием дыхания на форму регистрируемого сигнала.

Для определения значений нижней и верхней частот среза полосового фильтра будем использовать аддитивный сигнал, состоящий из модельного сигнала артериальной пульсации крови, полученного на основе модели, рассмотренной во второй главе, и сигнала помехи, описываемого выражениями 3.4 – 3.6.

Рассмотрим изменение амплитуд сигнала и помехи при изменении параметров полосового фильтра. В качестве полосового фильтра применяется БИХ фильтр Баттерворта. Для количественного оценивания степени фильтрации сигнала будем использовать коэффициент фильтрации, определяемый как:

$$k_\phi = \frac{A'}{A}$$

где: A' – амплитуда сигнала на выходе полосового фильтра, A – амплитуда сигнала на входе полосового фильтра.

На рисунках 4.10 и 4.11 приведены зависимости изменения величины коэффициента фильтрации сигнала и помехи от величины нижней частоты и верхней частоты среза полосового фильтра, соответственно, при различных значениях порядка фильтра M . Модельный сигнал артериальной пульсации крови был получен при следующих параметрах модели: $x=0,3$ м, $\xi=400$ КПа, $l=0,3$ м, $h=1$ мм, $r=10$ мм, $\mu=5 \cdot 10^{-3}$ Па·с, $\delta_f=0,5$, $PP_0=1$ с, $T_1=0,08$ с, $T_2=0,05$ с, $t_p=0,2$ с. Сигнал помехи представлял собой сумму сигналов, описываемых выражениями (3.4) и (3.5) при следующих параметрах: $f_1=50$ Гц, $f_2=0,3$ Гц, $A_1=A_2=0,5 \cdot A$, где A – нормированная амплитуда модельного сигнала артериальной пульсации крови.

Полученные зависимости показывают, что увеличение нижней частоты среза полосового фильтра приводит с одной стороны к снижению амплитуды сигнала, а с другой стороны к более значительному снижению амплитуды помехи, обусловленной дыханием человека при регистрации биосигналов. Чрезмерное увеличение нижней частоты среза полосового фильтра может привести к искажениям формы сигнала артериальной пульсации крови, что в свою очередь, вызовет увеличение погрешности определения длительностей межпульсовых интервалов. Увеличение верхней частоты среза полосового фильтра приводит к значительному снижению амплитуды помехи электромагнитной природы, вызванной воздействием электрической сети питания на усилительный тракт ИП.

Таким образом, на основе анализа полученных зависимостей в качестве величины нижней частоты среза полосового фильтра выберем значение 0,5 Гц, в качестве верхней частоты среза – 15 Гц, при данной полосе частот фильтрации наблюдается значительное ослабление присутствующих помех (не менее 40 дБ ослабления для помех от электрической сети питания и не менее 30 дБ ослабления дыхательных помех) и незначительное ослабление сигнала артериальной пульсации крови (не более 1 дБ).

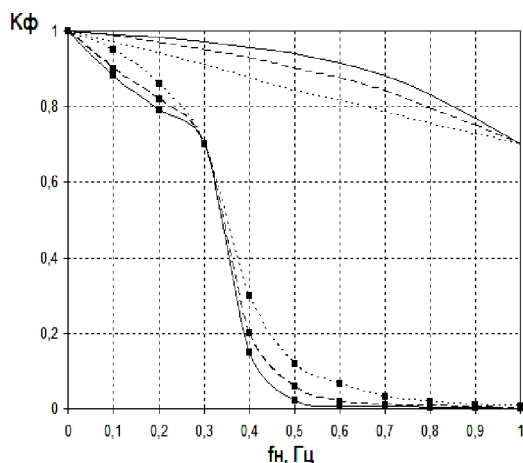


Рисунок 4.10 – Зависимость изменения коэффициента фильтрации от нижней частоты среза фильтра

(1, 2, 3 – коэффициент фильтрации сигнала при $M=4, 8, 12$ соответственно;
4, 5, 6 – коэффициент фильтрации помехи при $M=4, 8, 12$ соответственно)

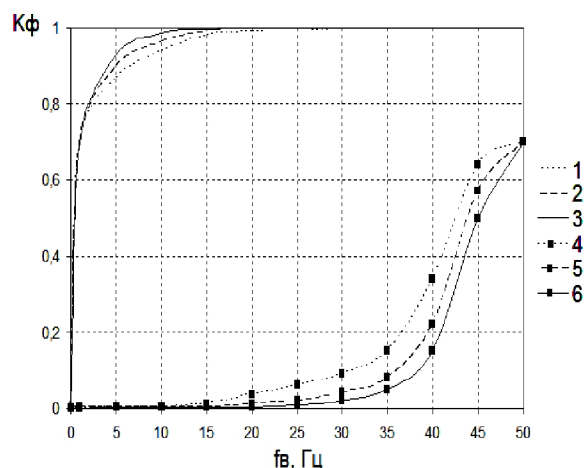


Рисунок 4.11 – Зависимость изменения коэффициента фильтрации от верхней частоты среза фильтра

Обнаружение момента времени опорной точки сигнала артериальной пульсации крови осуществляется с некоторой ошибкой, обусловленной искажением сигнала помехами и шумами. Данная ошибка может приводить к возникновению методической погрешности измерения длительностей межпульсовых интервалов, которая снижает точность определения ДП. Поэтому, в качестве одного из критериев оценки эффективности схемы обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови может быть выбрана методическая погрешность измерения длительностей межпульсовых интервалов от истинного значения при доверительной вероятности $P=0,9$:

$$\Delta_u = 1,6 \cdot \sigma_u$$

где: Δ_u – методическая погрешность измерения длительности межпульсовых интервалов, σ_u – среднеквадратичное отклонение длительности межпульсовых интервалов от истинного значения, определяемое как:

$$\sigma_u = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (PP(i) - PP'(i))^2}{N}}$$

где: $PP(i)$ – истинное значение длительности i -го межпульсового интервала, $PP'(i)$ – измеренное значение длительности i -го межпульсового интервала, N – общее количество межпульсовых интервалов.

Исследуем эффективность обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови для различных вариантов построения схемы обнаружения:

1) **ФСС** – обнаружитель на основе применения фильтра скользящего среднего [60]. На стадии предварительной обработки исходный сигнал артериальной пульсации крови проходит через фильтр скользящего среднего (согласно выражению 4.3) с шириной окна, определенной как $\frac{1}{4}$ часть от частоты дискретизации, опорная точка сигнала артериальной пульсации крови соответствует максимуму выходного сигнала фильтра скользящего среднего, который определяется по трехточечной схеме [60]:

$$\max = x(k): \quad x(k) > x(k+1) \ \& \ x(k) > x(k-1)$$

2) **ПФ** – обнаружитель на основе полосовой частотной фильтрации [60]. При этом на стадии предварительной обработки исходный биосигнал проходит через полосовой фильтр Баттерворта 8-го порядка с полосой пропускания 0,7 – 10 Гц, опорная точка детектируется с помощью порогового метода как максимум выходного сигнала полосового фильтра по трехточечной схеме. Значение порога определяется как 70-й перцентиль от выборки сигнала в скользящем окне длительностью 10 с [60].

3) **ПП** – обнаружитель на основе применения оператора первой производной [57]. На стадии предварительной обработки к исходному сигналу артериальной пульсации крови применяется оператор первой производной, определяемой как:

$$y(n) = \frac{1}{8} [2x(n) + x(n-1) - x(n-3) - 2x(n-4)]$$

где: $x(n)$ – исходный сигнал артериальной пульсации крови, $y(n)$ – выходной сигнал.

Далее отсчеты полученного сигнала $y(n)$ возводятся в квадрат. В качестве алгоритма поиска максимумов используется пороговый метод с адаптивным порогом, значение которого зависит от амплитуды двух предшествующих успешно обнаруженных пиков следующим образом:

$$Lev(k) = \frac{A(k+1) + A(k)}{5}$$

где: $A(k)$, $A(k+1)$ – амплитуды двух соседних успешно обнаруженных пиков, $Lev(k)$ – адаптивный порог.

Если при данном значении порога в течение 2 секунд не было обнаружено ни одного пика, то значение порога уменьшается по экспоненциальному закону до такого значения, пока не будет обнаружен, хотя бы один пик на этом участке [57].

4) **АВО** – предлагаемый в данной работе амплитудно-временной обнаружитель опорной точки сигнала артериальной пульсации крови.

Сравним эффективность описанных обнаружителей опорной точки сигнала артериальной пульсации крови на модельном сигнале в условиях действия физиологических (дыхательных) помех различной интенсивности. Для этого будем использовать аддитивный сигнал, состоящий из модельного сигнала артериальной пульсации крови и сигнала помехи, описываемого выражениями (3.5). Модельный сигнал артериальной пульсации крови был получен при следующих параметрах модели: $x=0,3$ м, $\xi=400$ КПа, $l=0,3$ м, $h=1$ мм, $r=10$ мм, $\mu=5 \cdot 10^{-3}$ Па·с, $\delta_f=0,5$, $PP_{\sigma}=1$ с, $T_f=0,08$ с, $T_z=0,05$ с, $t_p=0,2$ с. Длительность регистрации сигналов – 300 с. Частота сигнала дыхательной помехи $f_z=0.3$ Гц, амплитуду сигнала помехи будем задавать как долю от нормированной амплитуды модельного сигнала.

Критерием оценки эффективности обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови в условиях присутствия различного рода помех является погрешность определения длительностей межпульсового интервала в широком диапазоне изменения коэффициента отношения сигнал/помеха:

$$K_a = 20 \lg \frac{A}{A_2}$$

где: K_a – коэффициент, характеризующий соотношение амплитуд сигнала и дыхательной помехи, выраженный в децибелах (дБ), A_2 – нормированная амплитуда сигнала помехи, A – нормированная амплитуда модельного сигнала артериальной пульсации.

На рисунке 4.12 приведены зависимости погрешности измерения длительности межпульсовых интервалов от изменения коэффициента отношения сигнал/помеха K_a для различных обнаружителей опорной точки сигнала артериальной пульсации крови.

Как следует из полученных зависимостей, уменьшение коэффициента отношения сигнал/помеха приводит к повышению погрешности измерения длительности межпульсовых интервалов. При этом наименьшей погрешностью измерения длительности межпульсовых интервалов в условиях действия дыхательных помех различной интенсивности обладает разработанный амплитудно-временной обнаружитель.

Наличие низкочастотных помех, обусловленных дыханием человека во время регистрации сигналов артериальной пульсации крови, обуславливает необходимость предварительной фильтрации биосигналов цифровыми фильтрами верхних частот (ФВЧ). Ряд схем обнаружения опорной точки сигналов артериальной пульсации крови содержат в себе этапы дифференцирования сигнала. Известно, что дифференцирование сигналов приводит к усилению содержащихся в них высокочастотных шумов и помех [27, 56], которые могут быть обусловлены шумами квантования, а также помехами от электрической сети питания. Таким образом, на предварительной стадии обработки сигналов необходимо подавление такого рода помех с помощью цифровых фильтров нижних частот (ФНЧ). Последовательно соединенные ФВЧ и ФНЧ образуют полосовой фильтр, частоты среза которого в задачах обработки сигналов артериальной пульсации крови были определены выше.

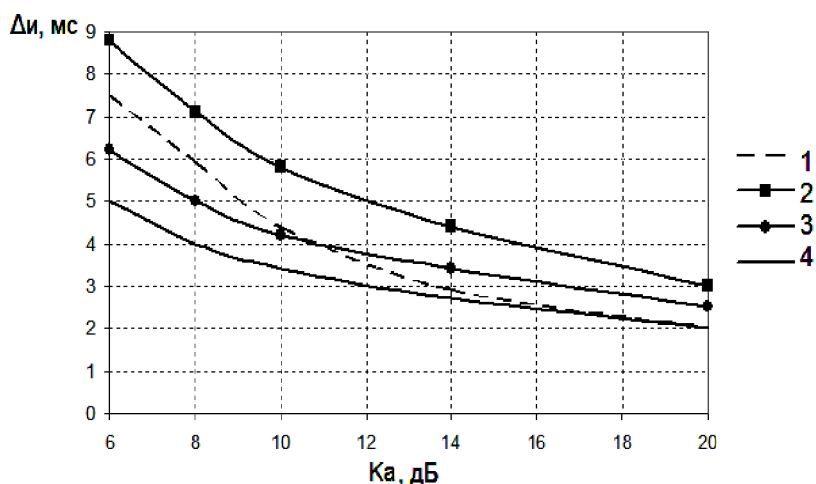


Рисунок 4.12 – Зависимости погрешности измерения межпульсовых интервалов от изменения коэффициента отношения сигнал/помеха K_a для различных обнаружителей опорной точки сигнала артериальной пульсации крови (1 – ПФ, 2 – ФСС, 3 – ПП, 4 – АВО)

Исследуем влияние погрешности измерения длительности межпульсовых интервалов описанными схемами обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации в случае предварительной обработки сигнала полосовым фильтром. Параметры модельного сигнала артериальной пульсации крови и присутствующих в нем дыхательных помех такие же, как и в предыдущем случае, полоса пропускания полосового фильтра: $[0,5 - 15]$ Гц, тип фильтра – фильтр Баттерворта 12 порядка.

На рисунке 4.13 приведены зависимости погрешности измерения длительности межпульсовых интервалов от изменения коэффициента отношения сигнал/помеха K_a для различных обнаружителей опорной точки сигнала артериальной пульсации крови при использовании полосовой фильтрации на стадии предварительной обработки сигнала.

Анализ полученных зависимостей позволяет сделать вывод о том, что применение полосовой фильтрации на предварительной стадии обработки биосигнала приводит к уменьшению погрешности определения диагностического показателя для всех обнаружителей опорной точки сигнала артериальной пульсации крови, при этом наименьшая погрешность по прежнему достигается при использовании разработанного амплитудно-временного обнаружителя опорной точки сигнала артериальной пульсации крови.

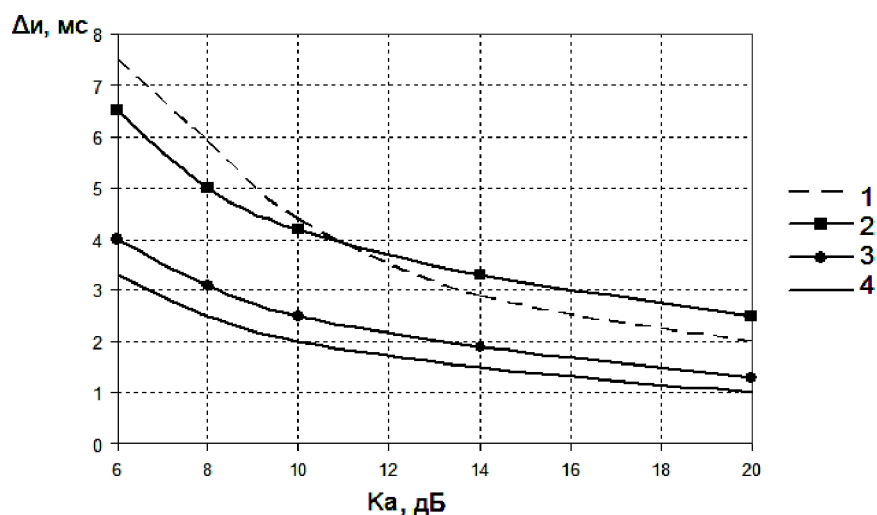


Рисунок 4.13 – Зависимости погрешности измерения межпульсовых интервалов от изменения коэффициента отношения сигнал/помеха K_a для различных обнаружителей опорной точки сигнала артериальной пульсации крови при использовании полосовой фильтрации (1 – ПФ, 2 – ФСС, 3 – ПП, 4 – АВО)

Исследуем эффективность схем обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови в условиях одновременного присутствия двигательных артефактов и дыхательных помех в исходном биосигнале. Для моделирования сигнала помехи будем использовать аддитивный сигнал, состоящий из сигнала дыхательной помехи, описываемого выражением (3.5), и сигнала двигательных артефактов, описываемого выражением (3.6). Параметры модельного сигнала артериальной пульсации крови такие же, как и в предыдущих случаях. Длительность регистрации сигналов – 300 с. Частота дыхательной помехи $f_2=0,3$ Гц, частота гармонического сигнала $f_3=4$ Гц, ширина окна Хемминга 10 с.

На рисунке 4.14 приведены зависимости погрешности измерения длительности межпульсовых интервалов от изменения коэффициента отношения сигнал/помеха K_a для различ-

ных обнаружителей опорной точки сигнала артериальной пульсации крови в условиях одновременного присутствия двигательных артефактов и дыхательных помех.

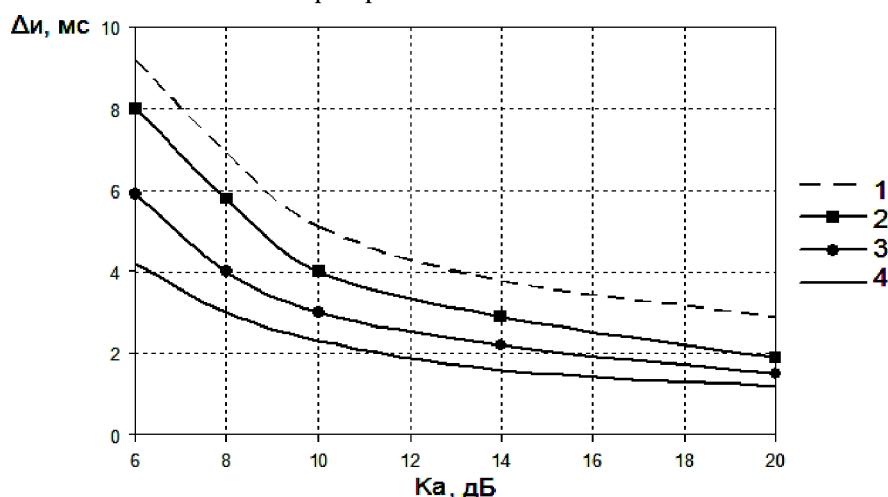


Рисунок 4.14 – Зависимости погрешности измерения межпульсовых интервалов от изменения коэффициента отношения сигнал/помеха K_a для различных обнаружителей опорной точки сигнала артериальной пульсации крови в условиях одновременного присутствия двигательных артефактов и дыхательных помех (1 – ПФ, 2 – ФСС, 3 – ПП, 4 – АВО)

Полученные зависимости показывают, что присутствие артефактов движения при регистрации биосигналов приводит к значительному увеличению погрешности определения длительности межпульсовых интервалов. Наибольшей помехоустойчивостью к данному типу помех обладают схема обнаружения на основе применения оператора первой производной (ПП) и разработанный амплитудно-временной обнаружитель. При этом предлагаемый амплитудно-временной обнаружитель является единственным из всех рассмотренных, который позволяет обеспечить погрешность определения длительностей межпульсовых интервалов в пределах допустимого уровня не более 5 мс.

Таким образом, разработанный амплитудно-временной обнаружитель обладает наибольшей эффективностью обнаружения опорной точки сигнала артериальной пульсации крови в условиях действия помех различной интенсивности и природы возникновения по сравнению с существующими методами детектирования опорных точек.

ГЛАВА 5 Практическая реализация измерительных преобразователей показателей сердечного ритма

5.1 Особенности построения аппаратных средств измерительных преобразователей показателей сердечного ритма

На основе результатов проведенных исследований можно предложить один из возможных вариантов практической реализации двухканального измерительного преобразователя показателей сердечного ритма на основе одновременной регистрации и комплексной обработки сигналов биоэлектрической активности сердца и артериальной пульсации крови.

Существует два принципиальных варианта реализации ИП показателей сердечного ритма: аппаратный и аппаратно-программный. Аппаратному варианту реализации присущи существенные недостатки: высокая сложность схемотехнических средств, приводящая к дороговизне и громоздкости конструкции. Кроме того данная реализация трудно поддается модернизации, так как все функции жестко определены на этапе разработки принципиальной схемы ИП.

Аппаратно-программный вариант реализации характеризуется тем, что аппаратно реализована только двухканальная система регистрации сигналов биоэлектрической активности сердца и артериальной пульсации крови, в то время как функции обнаружения опорных точек биосигналов, измерение длительностей кардиоинтервалов реализуется в виде программы для микроконтроллера. В этом случае в схему добавляются блоки аналого-цифрового преобразования и микроконтроллер.

Преимуществом аппаратно-программного варианта реализации ИП является существенное упрощение схемотехнических средств построения и большая гибкость устройства в плане модернизации функциональных возможностей.

В данной работе предлагается построение ИП показателей сердечного ритма, реализующее аппаратно-программный вариант реализации. Этапы регистрации сигналов биоэлектрической активности сердца и артериальной пульсации крови будут реализованы аппаратно, этапы цифровой обработки сигналов, обнаружение опорных точек, вычисление длительностей кардиоинтервалов, а также определение диагностических показателей эластичности артериальных сосудов будут реализованы программно.

Рассмотрим особенности построения канала регистрации сигнала артериальной пульсации крови.

Технические параметры и метрологические характеристики используемых в системах регистрации сигнала артериальной пульсации крови источников излучения и фотоприемников были определены на основе анализа спектров поглощения света основными компонентами биологической ткани [7, 10]. Выбор длины волны оптического источника излучения обусловлен глубиной проникновения оптического излучения в 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 [66, 67]. Инфракрасное излучение в

длинноволновом (50 – 2000 мкм) диапазоне почти полностью поглощается верхними слоями кожи и оказывает местный тепловой эффект [66].

Оптимальным диапазоном излучения в задачах регистрации сигнала артериальной пульсации крови является диапазон видимого и ближнего инфракрасного света.

На рисунке 5.1 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) [10, 39, 67].

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 [6, 8, 49].

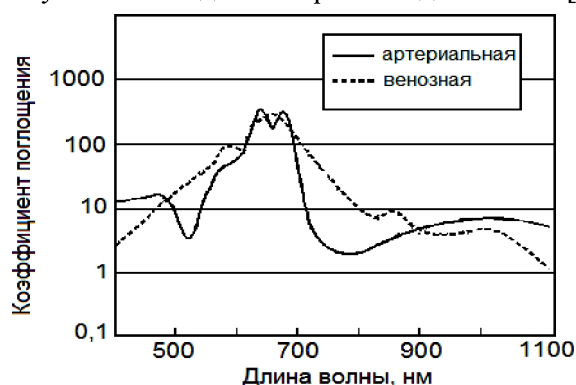


Рисунок 5.1 – Спектр поглощения крови в видимом и ближнем инфракрасном диапазонах

В силу достаточно высокой крутизны спектральной характеристики абсорбции света артериальной кровью (рисунок 4.1) 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 [7].

В качестве фотоприемника в фотоплетизмографических датчиках используется широкополосный кремниевый диод, обладающий высокой чувствительностью в области красного диапазона излучения, быстродействием и низким уровнем шумов [8].

Развитие систем регистрации сигнала артериальной пульсации крови определило ряд технических требований к используемым фотоплетизмографическим датчикам. В настоящее время применяется два типа датчиков: рефлектометрические, построенные на основе регистрации отраженного светового потока от исследуемого участка ткани и спектрофотометрические или абсорбционные, основанные на регистрации светового излучения, прошедшего сквозь биологическую ткань [6, 7].

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. Рефлектометрические датчики целесообразно использовать при измерениях на поверхностях, имеющих большую толщину, когда невозможно использовать спектрофотометрические датчики [6].

В настоящее время абсорбционные 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 5.2).

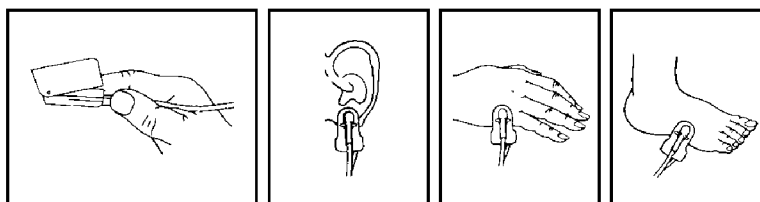


Рисунок 5.2 – Способы закрепление абсорбционных датчиков на теле пациента

Параметры систем регистрации сигнала артериальной пульсации крови, такие как, число каналов, характеристики усилительного тракта и блока формирования сигнала определяются функциональным назначением диагностической системы.

По количеству каналов систем регистрации сигнала артериальной пульсации крови можно разделить на одноканальные и многоканальные системы. Многоканальные системы могут использоваться для реализации методики измерения скорости распространения пульсаций давления. Для этого фотоплетизмографические датчики располагаются на различных участках тела, например один датчик устанавливается на пальце ноги, а второй – на пальце руки [10].

По типу питания источника излучения системы регистрации 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 [8]. Демодулятор может быть построен как на основе принципов амплитудного детектирования, так и синхронного детектирования. Использование методов синхронного детектирования при выделении огибающей сигнала артериальной пульсации крови позволяет существенно улучшить соотношение сигнал/шум.

Система регистрации сигнала артериальной пульсации крови обязательно содержит фильтр верхних частот (ФВЧ), необходимый для выделения переменного сигнала артериальной пульсации крови на фоне постоянной составляющей [7, 10].

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 [6, 8, 10].

Помехи электрической природы возникают в усилительном тракте систем регистрации 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. Фильтрация возможна, благодаря тому, что основная спектральная мощность сигналов артериальной пульсации крови сосредоточена в полосе частот до 15 Гц. 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 [68].

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 помощью специальных аппаратных средств при проектировании аналогового канала регистрации биосигнала. В частности, используется высокочастотная коммутация светодиода (частота следования импульсов порядка 1 кГц) и синхронное детектирование информационного сигнала, что позволяет уменьшить действие фоновых засветок и увеличить соотношение сигнал-шум. Также при проектировании аналогового тракта отдается предпочтение усилителям, имеющим высокую степень линейности в широком динамическом диапазоне входных сигналов, разработка усилителей с автоматической регуляцией усиления [6-8].

5.2 Практическая реализация измерительных преобразователей показателей сердечного ритма

Проведенное исследование особенностей построения аппаратных средств регистрации сигналов биоэлектрической активности сердца и артериальной пульсации крови позволяет разработать структурную схему ИП показателей сердечного ритма.

На рисунке 5.3 приведена структурная схема двухканального измерительного преобразователя показателей сердечного ритма. Первый канал представляет собой устройство регистрации сигнала артериальной пульсации крови на основе метода пальцевой фотоплетизмографии. Второй канал измерительного преобразователя осуществляет регистрацию ЭКГ сигнала в одном из стандартных отведений.

Излучатель пальцевого датчика первого канала измерительного преобразователя содержит инфракрасный светодиод (СД), 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 (УПН1), коэффициент усиления которого устанавливается МК.

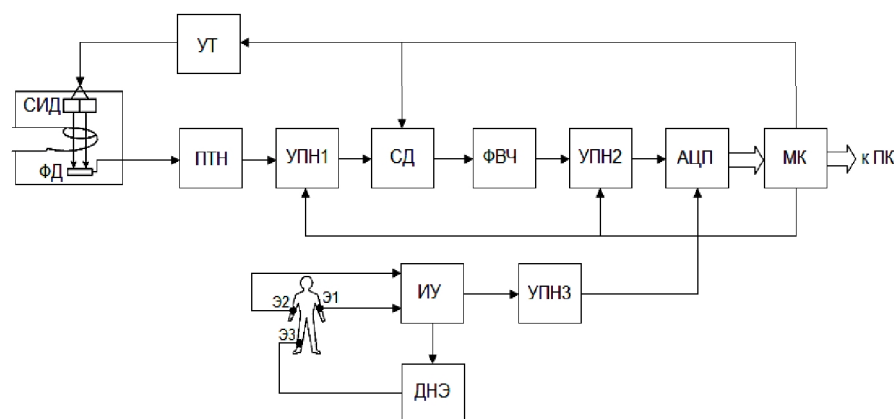


Рисунок 5.3 – Структурная схема ИП показателей сердечного ритма

где: УТ – усилитель тока; СИД – светоизлучающий диод; ФД – фотодиод; ПТН – преобразователь тока в напряжение; УПН1, УПН2 – регулируемые усилители переменного напряжения; СД – синхронный детектор; ФВЧ – фильтр верхних частот; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер; ПК – персональный компьютер; Э1, Э2 – электроды, регистрирующие потенциалы биоэлектрической активности сердца; Э3 – нейтральный электрод; ИУ – инструментальный усилитель; ДНЭ – драйвер нейтрального электрода; УПН3 – усилитель переменного напряжения.

Основное назначение УПН1 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 (СДт), где происходит выделение напряжения, пропорционального сигналу артериальной пульсации. Полученное напряжение, пропорциональное коэффициенту пропускания биологических тканей, поступает на УПН2, который обеспечивает согласование с динамическим диапазоном аналого-цифрового преобразователя (АЦП) микроконтроллера, и далее поступает на АЦП МК. После преобразования в цифровую форму МК осуществляет цифровую фильтрацию и обработку полученных сигналов [69].

Сигнал биоэлектрической активности сердца поступает с электродов Э1 и Э2, размещенных на теле пациента, на инструментальный усилитель (ИУ), обеспечивающий подавление синфазной составляющей помехи, а также предварительное усиление сигнала. Синфазная составляющая помехи подается на драйвер нейтрального электрода (ДНЭ), и далее в противофазе на нейтральный электрод Э3, что позволяет существенно снизить помеху от сети переменного тока. Сигнал с выхода ИУ поступает на усилитель переменного напряжения (УПН3), где производится усиление ЭКГ сигнала до уровня, необходимого для нормальной работы блока АЦП.

Выбор величины силы тока питания светодиода обусловлен необходимостью обеспечить достаточное соотношение сигнал/шум. В силу индивидуальных особенностей оптических свойств биологических тканей амплитуда сигнала артериальной пульсации крови изменяется в широких пределах [7, 10].

Для определения достаточной с точки зрения соотношения сигнал/шум величины силы тока питания светодиода необходимо провести исследование изменения соотношения сигнал/шум для значительной выборки людей разного возраста и пола. С этой целью был спро-

ектирован испытательный стенд, содержащий схему питания светодиода, схему включения фотоприемника, преобразователь фототока в напряжение.

В качестве фотоплетизмографического датчика использовался полупроводниковый оптоэлектронный модуль для пульсоксиметрии У-294 производства НПЦ “ОПТЭЛ”. Полупроводниковый светодиод с длиной волны излучения в максимуме спектральной полосы излучения 665 ± 10 нм запитывался импульсами тока прямоугольной формы (в соответствии с паспортными данными частота импульсов составила 1000 Гц, а длительность импульса – 500 мкс) с регулируемого источника тока. Фотодиод с величиной темнового тока 2 нА был подключен по гальванической схеме включения, преимуществом которой является минимальный фоновый шум, возможность обработки слабых сигналов [70].

Преобразователь “ток-напряжение” был построен на основе прецизионного операционного усилителя AD822 с малым уровнем шумов (величина входного тока смещения не превышает 25 пкА, максимальное входное напряжение смещения не более 200 мкВ). Уровень шумов регистрировался на выходе преобразователя “ток-напряжение” при выключенном светодиоде в помещении с нормальной освещенностью с помощью аналогового универсального осциллографа по методике peak-to-peak.

На рисунке 5.4 приведена структурная схема испытательного стенда:

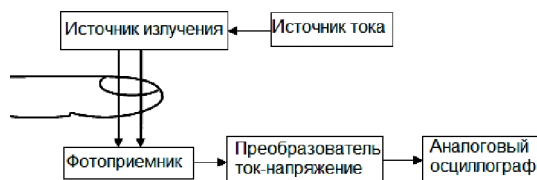


Рисунок 5.4 – Структурная схема испытательного стенда

В измерении приняло участие 45 человек (28 мужчин и 17 женщин) в возрасте от 15 до 70 лет с различными анатомическими особенностями строения пальцев руки. У каждого человека измерения проводились на каждом пальце обеих рук, тем самым дополнительно обеспечивался учет изменчивости сигнала в зависимости от размера пальца. Критерием оценки соотношения сигнал/шум являлся коэффициент отношения $K_{s/n}$:

$$K_{s/n} = 20 \lg \frac{A_s}{A_n}$$

где: A_s – амплитуда сигнала на выходе преобразователя “ток-напряжение”, A_n – размах уровня шума, оцениваемый по методике peak-to-peak.

На рисунке 5.5 приведена зависимость изменения коэффициента отношения сигнал/шум $K_{s/n}$ от амплитуды тока питания светодиода I_m . Для каждого значения амплитуды тока питания светодиода определялась выборка значений коэффициентов отношения сигнал/шум $K_{s/n}$, для оценки изменчивости значений использовались 90-й, 50-й (медиана) и 10-й перцентили.

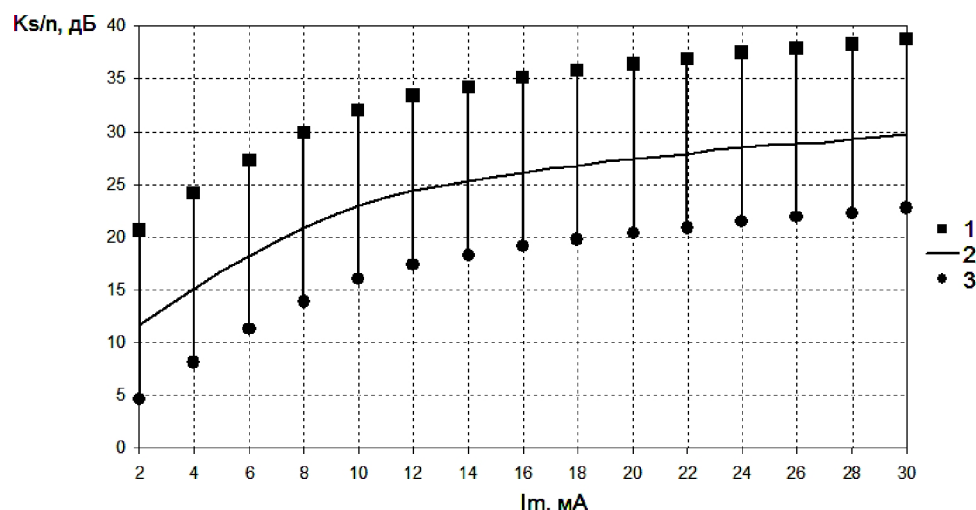


Рисунок 5.5 – Зависимость изменения коэффициента отношения сигнал/шум $K_{s/n}$ от амплитуды тока питания светодиода I_m (1 – 90-й перцентиль, 2 – медиана, 3 – 10-й перцентиль)

Анализ полученных зависимостей позволяет сделать вывод о том, что коэффициент отношения сигнал/шум увеличивается с ростом величины амплитуды тока питания светодиода, при этом зависимость имеет нелинейный характер. Если ограничить величину коэффициента отношения сигнал/шум на уровне 20 дБ, то величина амплитуды тока питания светодиода должна составлять не менее 20 мА.

Разброс в амплитуде сигнала артериальной пульсации крови предъявляет определенные требования к построению аналогового тракта ИП и обуславливает необходимость использования усилителей с автоматической регулировкой усиления, имеющих высокую степень линейности в широком динамическом диапазоне.

Фильтр верхних частот (ФВЧ), являющийся частью УПН2, предназначен для выделения переменного сигнала артериальной пульсации крови на фоне постоянного сигнала высокого уровня. Также ФВЧ ослабляет влияния помех дыхательной природы, искажающих изолинию сигнала. Интенсивное и глубокое дыхание человека при регистрации сигнала артериальной пульсации крови может вызвать сильное увеличение амплитуды сигнала и привести к насыщению усилительных каскадов. ФВЧ должен ослаблять влияние дрейфа изолинии сигнала, но при этом не должно происходить искажение сигнала артериальной пульсации крови.

Выбор значения частоты среза ФВЧ, выделяющего сигнал артериальной пульсации крови, представляет собой важную проблему: при неправильном значении частоты среза ФВЧ могут возникнуть искажения в сигнале артериальной пульсации крови, что в свою очередь приведет к погрешностям в определении диагностических показателей [62].

В качестве сигнала артериальной пульсации крови будем использовать модельные сигналы, полученные на основе предложенной во второй главе математической модели формирования сигнала артериальной пульсации крови в ИП биосигналов сердечного ритма.

Для количественной оценки соответствия сигнала артериальной пульсации крови после прохождения ФВЧ определялся коэффициент искажения сигнала артериальной пульсации крови δ :

$$\delta = \frac{\sum_{i=1}^N [U_f(i) - U(i)]^2}{\sum_{i=1}^N U^2(i)}$$

где: i – номер отсчета, N – количество отсчетов в рассматриваемых фрагментах сигнала, $U_f(i)$ – отсчет модельного сигнала артериальной пульсации крови после фильтрации, $U(i)$ – отсчет модельного сигнала артериальной пульсации крови до фильтрации.

Для выбора значения частоты среза необходимо получить зависимости изменения коэффициент искажения сигнала артериальной пульсации крови и амплитуды помехи от частоты среза ФВЧ.

Сигнал дыхательной помехи может быть описан выражением:

$$B(t) = B_m \sin(2\pi f_{br} t)$$

где: B_m – относительная амплитуда, моделирующая интенсивность дыхательных волн, f_{br} – частота дыхания человека (в диапазоне 0,1 – 0,3 Гц).

В качестве ФВЧ в канале регистрации сигнала артериальной пульсации крови ИП биосигналов сердечного ритма используется пассивная RC-цепочка, номиналы емкости и сопротивления которой определяют величину частоты среза.

На рисунке 5.6 приведены зависимости изменения коэффициента искажения сигнала артериальной пульсации крови после фильтрации (δ) и относительной амплитуды сигнала помехи (B_m), обусловленной дыханием, в зависимости от частоты среза ФВЧ при различных значениях частоты дыхания человека (f_{br}).

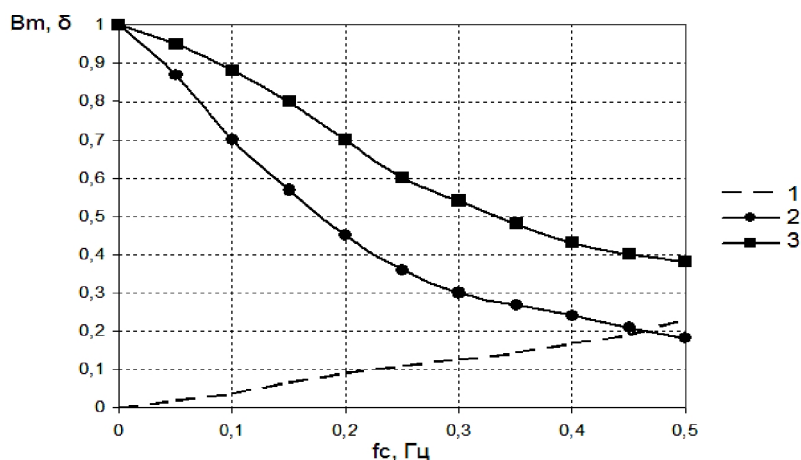


Рисунок 5.6 – Зависимости изменения коэффициента искажения сигнала артериальной пульсации крови (1) и относительной амплитуды сигнала помехи от частоты среза ФВЧ при различных значениях частоты дыхания (2 – частота $f_{br}=0,1$ Гц, 3 – частота $f_{br}=0,2$ Гц)

Анализ полученных данных показывает, что увеличение частоты среза ФВЧ приводит к увеличению коэффициента искажения сигнала артериальной пульсации крови и к уменьшению относительной амплитуды сигнала помехи.

Если ограничить требования к величине коэффициента искажения сигнала артериальной пульсации крови на уровне 0,1; то требуемая частота среза ФВЧ не должна превышать 0,2 Гц. Однако, величина частоты среза ФВЧ 0,2 Гц не обеспечивает достаточного подавления сигнала помехи, обусловленного дыханием, что обуславливает необходимость дополнительного подавления сигнала помехи на основе методов цифровой фильтрации,

применяемых на стадии обработки биосигналов.

Частота среза ФВЧ, построенного на основе пассивной RC-цепочки, определяет длительность переходных процессов, возникающих во время циклов заряда/перезаряда емкости. Для величины частоты среза 0,2 Гц постоянная времени переходного процесса составляет 0,8 с, что сопоставимо со средней длительностью сердечного цикла. Таким образом, необходимо сокращать время переходного процесса в ФВЧ. С этой целью усилитель сигнала артериальной пульсации крови УПН2 будет выполнен по схеме с бланкированием входных цепей: в схему ФВЧ параллельно резистору будет добавлен управляемый сигналами с микроконтроллера коммутатор. При насыщении выхода УПН2 микроконтроллер будет обрабатывать эту ситуацию и переключать в открытое состояние коммутатор. В силу того, что величина сопротивления открытого ключа коммутатора намного меньше, чем сопротивления резистора в RC-цепочке, будет достигнуто значительное сокращение длительности переходного процесса.

На основании предложенной структурной схемы и проведенных исследований была разработана принципиальная схема (рисунок 5.7) измерительного преобразователя показателей сердечного ритма.

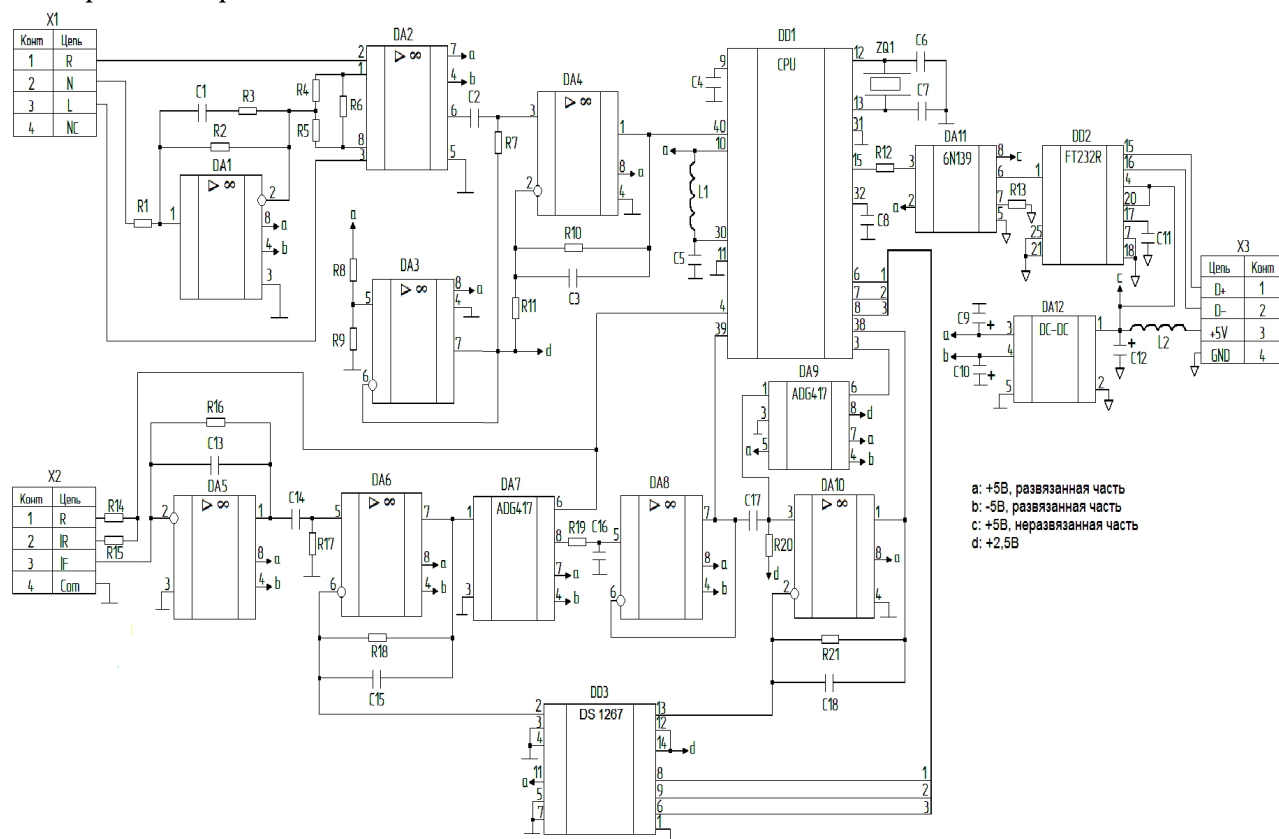


Рисунок 4.7 – Принципиальная схема двухканального ИП показателей сердечного ритма

Характеристики входных каскадов ИП в значительной степени определяются амплитудой помех и шумов, искажающих полезный сигнал, поэтому к элементной базе входных каскадов предъявляются наиболее жесткие требования: высокое входное сопротивление, большой коэффициент ослабления синфазных помех, малый уровень шумов, линейность характеристик в большом динамическом диапазоне сигналов.

Усилители биосигналов были построены на основе прецизионного сдвоенного операционного усилителя AD822 фирмы Analog Devices. Достоинствами этого операционного уси-

лителя являются малый потребляемый ток (650 мкА), малая величина входного тока смещения (25 пкА), небольшое входное напряжение смещения (200 мкВ), малая входная емкость (3 пФ).

В качестве инструментального усилителя для канала регистрации сигнала биоэлектрической активности сердца применялся прецизионный инструментальный усилитель малого потребления с регулируемым коэффициентом передачи AD620 фирмы Analog Devices, представляющий собой, специально разработанный усилитель для применения в биомедицинских системах для регистрации биопотенциалов с поверхности тела человека [71]. К преимуществам данного инструментального усилителя относится высокое значение коэффициента ослабления синфазного сигнала (КОСС) не менее 100 дБ, входное сопротивление в дифференциальном режиме (не менее 10 ГОм), низкий уровень шумов, низкое значение входного напряжения смещения (50 мкВ).

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 [72]. ФНЧ выделяет огибающую сигнала артериальной пульсации крови.

Частота среза ФНЧ должна быть намного меньше частоты опорной последовательности прямоугольных импульсов (1 КГц) для эффективного подавления гармоник высокочастотных импульсов и намного больше максимальной частоты спектра модулирующего сигнала для неискаженного выделения сигнала артериальной пульсации крови (10-15 Гц). Выберем значение частоты среза ФНЧ равное 100 Гц [72].

В качестве умножителя использовался коммутатор, содержащий аналоговый ключ, на управляемый вход которого поступает опорная последовательность высокочастотных прямоугольных импульсов, на вход поступает амплитудно-импульсный модулированный сигнал. В качестве аналогового ключа была выбрана микросхема ADG417 фирмы Analog Devices, характеризующаяся низким сопротивлением ключа в открытом состоянии (менее 20 Ом), быстрым временем переключения из одного состояния в другое (100 нс) и сверхмалым потреблением (не более 5 мкА).

Автоматическая регулировка коэффициента передачи усилителей переменного напряжения в канале регистрации сигнала артериальной пульсации крови осуществлялась с использованием цифровых потенциометров. Величина коэффициента усиления задавалась микроконтроллером и программно определялась изменением сопротивления цифрового потенциометра. В качестве цифровых потенциометров были использованы микросхемы DS1267 фирмы Dallas Semiconductor. Данная микросхема представляет собой сдвоенный 8-битный потенциометр с независимой регулировкой коэффициента передачи посредством последовательного порта SPI. Достоинством выбранной микросхемы цифрового потенциометра является очень низкий ток потребления (40 мкА).

Центральным элементом ИП является микроконтроллер, выполняющий одновременно функции формирования импульсов питания светодиода, автоматической регулировки усиления (АРУ), аналого-цифрового преобразования сигналов и передачи оцифрованных отсчетов биосигналов в персональный компьютер (ПК). Главными критериями при выборе микроконтроллера являются объем встроенной оперативной памяти для организации буфера

памяти, содержащего отсчеты биосигналов для дальнейшей передачи в ПК, низкое энергопотребление, наличие интерфейса UART для передачи данных в персональный компьютер, наличие встроенного аналого-цифрового преобразователя. В соответствии с этим был выбран однокристальный AVR-микроконтроллер Atmega8 фирмы Atmel. Данная микросхема является 8-битным микроконтроллером с 8 Кбайт программируемой Flash-памяти, 1 Кбайт памяти данных, тактовая частота была установлена на уровне 8 МГц, разрядность 6-канального встроенного аналогово-цифрового преобразователя (АЦП) составляет 10 бит, время аналогово-цифрового преобразования составляет 65 мкс.

Предложенный вариант практической реализации двухканального измерительного преобразователя показателей сердечного ритма отвечает всем современным критериям разработки инструментальных средств кардиологической диагностики, таким как высокая степень интеграции применяемых аналоговых и цифровых микросхем, низкая потребляемая мощность, наличие защиты от поражения электрическим током, высокое быстродействие цифрового блока.

Таким образом, был рассмотрен один из возможных вариантов практической реализации схемотехнического построения двухканального измерительного преобразователя показателей сердечного ритма, являющегося одним из ключевых элементов в построении диагностических систем контроля состояния организма человека.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данном учебном пособии были подробно изложены основные сведения о теории и методах получения диагностической информации в современных системах контроля состояния человека, построенных на основе измерительных преобразователей физиологических показателей. Основное внимание в учебном пособии было уделено рассмотрению вопросов построения измерительных преобразователей показателей сердечного ритма, используемых в современных системах кардиологической диагностики. В учебном пособии были также рассмотрены математические модели процессов формирования сигналов артериальной пульсации крови и биоэлектрической активности сердца в измерительных преобразователях показателей сердечного ритма. В учебном пособии была изложена методика оценки погрешностей измерительных преобразователей показателей сердечного ритма, а также затронуты вопросы практической реализации измерительных преобразователей показателей сердечного ритма.

Учебное пособие предназначено для аспирантов, обучающихся по специальности 05.13.05 «Элементы и устройства вычислительной техники и систем управления», также может быть полезно специалистам, интересующимся вопросами развития современных инструментальных средств клинической диагностики состояния организма человека.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

- 1 Gil, E. Photoplethysmography pulse rate variability as a surrogate measurement of heart rate variability during non-stationary conditions [Текст] / E. Gil et al // *Physiological Measurement*. – 2010. – Vol. 31. – p. 1271-1290.
- 2 Мажбич, Б.И. Осцилловоэометрия артериальных сосудов конечностей [Текст] / Б.И. Мажбич – Новосибирск: Наука, 1990 – 145 с.
- 3 Орлов, В.В. Плетизмография: Методы и применение в экспериментальных и клинических исследованиях [Текст] / В.В. Орлов – М.: Издательство АН СССР, 1961. – 251 с.
- 4 Савицкий, Н.Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики [Текст] / Н.Н. Савицкий – М.: Медицина, 1974 – 312 с.
- 5 Ройтберг, Г.Е. Лабораторная и инструментальная диагностика заболеваний внутренних органов [Текст] / Г.Е. Ройтберг, А.В. Струтынский – М.: Бином, 2003 – 622 с.
- 6 Гусев, В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него [Текст] / В.Г. Гусев – М: Машиностроение, 2004. – 597 с.
- 7 Webster, J.G. Design of Pulse Oximeters [Текст] / J.G. Webster – The Medical Science Series, Taylor & Francis, 1997 – 260 p.
- 8 Калакутский, Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. – Самара: СГАУ, 1999 – 160 с.
- 9 Constant, I. Pulse rate variability is not a surrogate for heart rate variability [Текст] / I. Constant, D.Laude, I.Murat and J.L. Elghosi // *Clinical Science* – 1999. – Vol. 97. – p. 391–397.
- 10 Allen, J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement [Текст] / J. Allen // *Physiological Measurement*. – 2007. – Vol. 28. – p. 1-39.
- 11 Kelly, R.P. Non-invasive determination of age-related changes in the human arterial pulse [Текст] / R.P. Kelly, M.F. O'Rourke // *Circulation*. – 2003. – Vol. 80. – p. 1652-1659.
- 12 Millasseau, S.C. Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis [Text] / S. C. Millasseau, R. P. Kelly et al // *Clinical Science*. – 2002. – Vol. 103. – p. 371-377.
- 13 Millasseau, S.C. Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger [Текст] / S.C. Millasseau et al // *Hypertension*. – 2006. – Vol. 8. – p.1449–1456.
- 14 O'Rourke, M.F. Arterial function in health and disease [Текст] / M.F. O'Rourke // Edinburgh: Churchill. – 1982. – p. 78-95.
- 15 Калакутский, Л.И. Фотоплетизмограмма в оценке ремоделирования и реактивности артерий у больных с гипертонической болезнью [Текст] / С.П. Власова, П.А. Лебедев, Л.И. Калакутский // Конгресс ассоциации кардиологов стран СНГ «Фундаментальные исследования и прогресс в кардиологии». – Санкт Петербург. – 2003. –с. 164.
- 16 Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use [Текст] // *Circulation*. – 1996. - Vol. 93 (5) – p. 1043-1065.
- 17 Жемайтите, Д. Взаимодействие парасимпатического и симпатического отделов ВНС в регуляции сердечного ритма [Текст] / Д. Жемайтите, Г. Воронецкас, Е.И. Соколов // *Физиология человека*. – 1985. – №3. – с. 448-450.

- 18 Мамий, В.И. Спектральный анализ и интерпретация спектральных составляющих колебаний ритма сердца [Текст] / В.И. Мамий // Физиология человека. – Том 32 (2). – 2006. – с. 1-9.
- 19 Timo, H. Fractal Analysis and Time- and Frequency-Domain Measures of Heart Rate Variability as Predictors of Mortality in Patients With Heart Failure [Текст] / H. Timo // Am J Cardiol – Vol. 87. – 2001. – p. 178-182.
- 20 Blacher, J. Aortic pulse wave velocity as a marker of cardiovascular risk in hypertensive patients [Text] / J. Blacher, R. Asmar et al // Hypertension. – 1999. – Vol.33. – p. 1111-1117.
- 21 Timo, H. Prediction of Sudden Cardiac Death by Fractal Analysis of Heart Rate Variability in Elderly Subjects [Текст] / H. Timo // Journal of the American College of Cardiology – Vol. 37 (5). – 2001. – p. 1395-1402.
- 22 Moody, G.B. Spectral analysis of heart rate without resampling [Текст] / G.B. Moody // Computers in Cardiology Proceedings. – 1993. – p. 715 – 718.
- 23 Баевский, Р.М. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения [Текст] / Р.М. Баевский, Г.Г. Иванов – М.: Медицина, 2000.-295с.
- 24 Pomeranz, B. Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis [Текст] / B. Pomeranz, R. J. Macaulay, M. A. Caudill et al // Am. J. Physiol. – 1985. – Vol. 248. – p. 151-153.
- 25 Баевский, Р.М. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний [Текст] / Р.М. Баевский, А.П. Берсенева – М.: Медицина, 1997. – 265с.
- 26 Баевский, Р.М. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе [Текст] / Р.М. Баевский, О.И. Кириллов, С.З. Клецкин – М.: Наука, 1994 – 222 с.
- 27 Рангайян, Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход [Текст] / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко – М.: Физматлит, 2007. – 440 с.
- 28 Akselrod, S. Power spectral analysis of heart rate fluctuations: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control [Текст] / S. Akselrod et al // Science – Vol. 213. – 1981. – p. 220-222.
- 29 Clifford, G.D. Quantifying Errors in Spectral Estimates of HRV Due to Beat Replacement and Resampling [Текст] / G.D. Clifford, L. Tarassenko // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2006. – Vol. 52 (4). – p. 630-638.
- 30 Теоретические основы электрокардиологии [Текст] / Под редакцией Нельсона К.В., Гезеловица Д.В. Перевод с английского – М.: Медицина, 1979. – 470 с.
- 31 Титомир Л.И. Математическое моделирование биоэлектрического генератора сердца. [Текст] / Л.И. Титомир, П. Кнеппо. – М.: Наука. Физико-математическая литература, 1999. – 448 с.
- 32 Педли, Т. Механика кровообращения [Текст] / Т. Педли – М.: Мир, 1982. – 607с.
- 33 Педли, Т. Гидродинамика крупных кровеносных сосудов [Текст] / Т. Педли – М.: Мир, 1983. – 400с.
- 34 Segers, P. In vitro evaluation of an extended pulse pressure method for the estimation of total arterial compliance [Текст] / P. Segers // Computers in Cardiology – 1996. – p. 273-276.
- 35 Морман, Д. Физиология сердечно-сосудистой системы [Текст] / Д. Морман, Л. Хеллер – СПб: Питер, 2000. – 256 с.
- 36 Шмидт, Р. Физиология человека. В 3-х томах. Т.3 [Текст] / Р. Шмидт – М.: Мир, 1996. – 313 с.

- 37 Molino, P. Beat-to-beat estimation of windkessel model parameters in conscious rats [Текст] / P. Molino // Am. J. Physiol. – 1998. – Vol. 274. – p. 171-177.
- 38 O'Rourke, M.F. Pulsatile flow and pressure in human systemic arteries. Studies in man and a multibranched model of the human systemic arterial tree [Текст] / M.F. O'Rourke, A.P. Avolio // Circulation Research. – 1980. – Vol. 46. – p. 363-372.
- 39 Avolio, A.P. Multi-branched model of the human arterial system. [Текст] / A.P. Avolio // Medical & Biological Engineering & Computing – 1980. – Vol. 18. – p. 709-718.
- 40 John, L.R. Forward Electrical transmission line model of the human arterial system [Текст] / L.R. John // Medical & Biological Engineering & Computing. – 2004. – Vol. 42. – p. 312-320.
- 41 Jager, G.N. Representation of Sleeve Effect and Non-Newtonian Properties of Blood Oscillatory Flow Impedance in Electrical Analog of Arterial System. [Текст] / G.N. Jager et al // Circulation Research. – 1965. – Vol. 16. – p. 121-133.
- 42 Федотов, А.А. Модель длинной электрической линии для описания артериальной системы человека [Текст] / Л.И. Калакутский, А.А. Федотов // Межвузовский сборник научных статей «Медицинские приборы и технологии». – Тула, 2009. – с. 84-88.
- 43 Taylor, M.G. Wave transmission through an assembly of randomly branching elastic tubes. [Текст] / M.G. Taylor // Biophysical Journal. – 1966. – Vol. 6. – p. 697-716.
- 44 Анго, А. Математика для электро- и радиоинженеров. [Текст] / А. Анго – М.: Наука, 1965. – 780 с.
- 45 Yamashina, A. Validity, reproducibility, and clinical significance of noninvasive brachial-ankle pulse wave velocity measurement [Text] / A/ Yamashina, H. Tomiyama et al // Hypertension. – 2002. – Vol.25 (3). – p.359-364.
- 46 Kelly, R.P. Wave reflection in the systemic circulation and its implications in ventricular function [Текст] / Kelly R.P. // J. Hypertens.–1993. –Vol. 11. – p. 327-337.
- 47 Федотов, А.А. Моделирование процессов распространения пульсовых волн в магистральных сосудах [Текст] / А.А. Федотов // XXI Всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы»: сб. трудов: Рязанский государственный радиотехнический университет. – Рязань, 2008. – с. 217-223.
- 48 Федотов, А.А. Диагностика дисфункции сосудистого эндотелия методом контурного анализа пульсовой волны. [Текст] / Л.И. Калакутский, А.А. Федотов // «Известия ЮФУ. Технические науки ». – Таганрог, 2009. – №9. – с. 93-98.
- 49 Webster, J.G. Medical instrumentation. Application and design [Текст] / Edited by J.G. Webster – John Wiley & Sons, 2009. – 675 p.
- 50 Федотов, А.А. Погрешности определения спектральных показателей вариабельности пульсового ритма [Текст] / Л.И. Калакутский, А.А. Федотов, А. В. Шуляков // Биомедицинская радиоэлектроника – 2011. – №7. – с. 61-65.
- 51 Новицкий, П.В. Оценка погрешностей результатов измерений [Текст] / П.В. Новицкий, И.А. Зограф. – Л.: Энергоатомиздат, 1991. – 304 с.
- 52 Friesen, G.M. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms [Текст] / G.M. Friesen et al // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1990. – Vol. 37 (1). – p. 85-98.

- 53 Pan, J. A real time QRS detection algorithm [Текст] / J. Pan, W.J. Tompkins // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1985. – V.32 – p.230-236.
- 54 Murthy, I.S. New concepts for PVC detection [Текст] / M.R. Rangaraj, I.S. Murthy // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1979. – V.26 (7). – p. 409-416.
- 55 Hejjel, L. The corner frequencies of the ECG amplifier for heart rate variability analysis [Текст] / L. Hejjel, L. Kellenyi // Physiological Measurement. – 2005. – Vol. 26. – p. 39-47.
- 56 Theis, F.J. Biomedical signal analysis. Contemporary methods and applications [Текст] / F.J. Theis, A. Meyer-Base – The MIT Press, 2010 – 423 p.
- 57 Patent US 2005/000479 A1, USA, A61B 5/02. Location features in a photoplethysmograph signal [Текст] / N.W. Townsend, R.B. Germuska; 6.01.2005. – 19 p.
- 58 Fu, T.H. Heart rate extraction from photoplethysmogram waveform using wavelet multi-resolution analysis [Текст] / T.H. Fu et al // Journal of medical and biological engineering. – 2008. – Vol. 28 (4). – p. 229-232.
- 59 Aboy, M. An automatic beat detection algorithm for pressure signals [Текст] / M. Aboy et al // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2005. – Vol. 52 (10). – p. 1662-1670.
- 60 McNames, J. Automatic detection algorithm of intracranial pressure waveform components [Текст] / M. Aboy, J. McNames, B. Goldstein // Proceedings of 23th International Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. – 2001. – Vol. 3. – p. 2231-2234.
- 61 Crespo, C. Automatic detection algorithm for physiologic pressure signal components [Текст] / M. Aboy, C. Crespo, J. McNames, B. Goldstein // Proceedings of 24th International Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology Society and Biomedical Engineering Society. – 2002. – Vol. 1. – p. 196-197.
- 62 Allen, J. Effects of filtering on multi-site photoplethysmography pulse waveform characteristics [Текст] / J. Allen, A. Murray // Computers in Cardiology Proceedings. – 2004. – p. 485-488.
- 63 Lee, C.K. A Study on Comparison PPG Variability with Heart Rate Variability in the Sitting Position During Paced Respiration [Текст] / C.K. Lee et al // IFMBE Proceedings. – 2009 – Vol. 25 (4), p. 1703–1705.
- 64 McSharry, P.E. A realistic coupled nonlinear artificial ECG, BP and respiratory signal generator for assessing noise performance of biomedical signal processing algorithms [Текст] / G. D. Clifford, P. E. McSharry // Proceedings of the SPIE. – 2004. – Vol. 5467. – p. 290-301.
- 65 Han, H. Development of real-time motion artifact reduction algorithm for a wearable photoplethysmography [Текст] / H. Han et al // Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS. – 2007. – p. 1538-1541.
- 66 Cui, W. In vivo reflectance of blood and tissue as a function of light wavelength [Текст] / W. Cui et al // IEEE Transactions on Biomedical Engineering – 1990. – Vol. 37 (6). – p. 632-639.
- 67 Jones, D.P. Medical electro-optics: measurements in the human microcirculation [Текст] / D.P. Jones // Physics in Technology – 1987. – Vol. 18. – p. 79-85.
- 68 Dunseath, W.J. Multichannel PC-based data acquisition system for high resolution ECG [Текст] / W.J. Dunseath et al // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1995. – Vol. 42. — p. 1212-1217.

- 69 Федотов, А.А. Измерительный преобразователь параметров сердечного ритма. [Текст] / А.А. Федотов // Труды международной научно-технической конференции "Актуальные проблемы электронного приборостроения". – Новосибирск: НГТУ, 2010. – Том 5. –с. 114-117.
- 70 Аш, Ж. Датчики измерительных систем: В 2-х Книгах. Пер. с франц. [Текст] / Ж. Аш и др. – М.: Мир, 1992. – 480 с.
- 71 Гоноровский, И.С. Радиотехнические цепи и сигналы [Текст] / И.С. Гоноровский. – М.: Радио и связь, 1986. – 512 с.
- 72 Федотов, А.А. Устройство измерения кардиопульсового интервала. [Текст] / А.А. Федотов // Сб. материалов всероссийской научно-технической конференции «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. Биомедсистемы-2010». – Рязань, 2010. – с. 588-591.