МЕЖГОСУДАРСТВЕННОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«БЕЛОРУССКО-РОССИЙСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Кафедра «Физические методы контроля»

МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ

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

Могилев 2025

УДК 612.089
ББК 30.16
М54

Рекомендовано к изданию
учебно-методическим отделом
Белорусско-Российского университета

Одобрено кафедрой «Физические методы контроля» «26» марта 2025 г., протокол № 7

Составитель ст. преподаватель Е. Н. Прокопенко

Рецензент канд. физ.-мат. наук, доц. С. О. Парашков

В методических рекомендациях кратко изложены теоретические сведения, необходимые для выполнения курсовой работы. Рекомендации составлены в соответствии с учебной программой по дисциплине «Методы обработки биомедицинских сигналов» и предназначены для студентов направления подготовки 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии» очной формы обучения.

Учебное издание

МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ

Ответственный за выпуск	А. В. Хомченко
Корректор	И. В. Голубцова
Компьютерная верстка	Н. П. Полевничая

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

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

© Белорусско-Российский
университет, 2025

Содержание

1 Общие указания 4
2 Методические рекомендации к выполнению расчетов тракта первичной обработки биомедицинских сигналов 6
Список литературы 23

1 Общие указания

1.1 Цель и задачи курсовой работы

Выполнение курсовой работы по курсу «Методы обработки биомедицинских сигналов» является важным этапом при подготовке квалифицированных специалистов специальности «Биотехнические и медицинские аппараты и системы» и может рассматриваться как подготовительный этап к выполнению части дипломного проекта, касающегося обработки сигналов при проектировании биомедицинских приборов и систем.

Цель курсовой работы заключается в практическом освоении и закреплении студентами знаний, полученных в ходе лекций, их углублении, а также в развитии навыков самостоятельной работы расчетного характера.

Выполнение курсовой работы предполагает следующие задачи:

− подготовить студентов к самостоятельному решению задач, связанных с синтезом и расчетом систем обработки биомедицинских сигналов;

− закрепить и расширить знание теоретических основ обработки биомедицинских сигналов и знание методик расчета элементов системы обработки таких сигналов;

− приобрести умение пользоваться технической литературой;

− закрепить знание правил оформления документации в соответствии с ЕСКД и другими стандартами.

1.2 Содержание курсовой работы и требования к ее оформлению

Работа выполняется в соответствии с техническим заданием, которое включает назначение и возможную область применения разрабатываемой системы обработки биомедицинских сигналов, ее основные технические данные, условия эксплуатации, состав графической и расчетной части работы, а также этапы выполнения.

Техническое задание выдается на специальном бланке, подписывается руководителем курсовой работы. Студент расписывается в принятии технического задания к исполнению.

Курсовая работа должна включать расчетно-пояснительную записку и графическую часть. Расчетно-пояснительная записка должна быть выполнена чисто и аккуратно на листах писчей нелинованной бумаги в соответствии с требованиями действующих стандартов.

Расчетно-пояснительная записка включает титульный лист, задание на курсовую работу, содержание, вводную часть, описание принципа действия рассчитываемой системы обработки информации, расчетную часть и список использованных источников.

Во вводной части расчетно-пояснительной записки должны быть приведены анализ исходных данных и основные предпосылки для выбора принципиальной схемы тракта обработки биомедициских сигналов.

Описание принципа действия системы обработки выполняется по чертежу принципиальной схемы. Здесь необходимо пояснить назначение каждого узла устройства, связи узлов между собой, взаимодействие каждого узла с другими, а также всего прибора в целом.

Расчетная часть должна включать:

1) структурную схему устройства преобразования биомедицинских сигналов с указанием источников шумов;

2) расчет частотных коэффициентов каждого узла системы обработки сигналов и общего частотного коэффициента передачи;

3) расчет спектра входного сигнала;

4) расчет спектра на выходе устройства обработки сигналов;

5) расчет значений действующих шумов в тракте обработки сигналов;

6) расчет необходимого значения сигнал/шум и порогового уровня принятия решения по заданным параметрам обнаружения;

7) расчет основных параметров устройства обработки сигналов по требуемому отношению сигнал/шум;

8) расчет пороговой чувствительности;

9) расчет информационного содержания сигнала на выходе устройства;

10) расчет коэффициента полезного действия, системы обработки информации.

При этом полученные результаты по пп. 2–5 должны сопровождаться графическим представлением рассчитанных величин в частотной области.

Изложение пояснительной записки должно быть четким, логически последовательным и полностью раскрывающим сущность рассматриваемых вопросов. При выполнении курсовой работы необходимо пользоваться общепринятой терминологией, сокращениями и обозначениями, определенными соответствующими стандартами. Расчетные соотношения обязательно поясняются текстовой частью.

В состав графической части, которая в зависимости от насыщенности выполняется на листах формата А2 или А3, включаются схема прибора, графики, полученные в ходе расчета, и т. д. Все рисунки и чертежи выполняются в строгом соответствии с требованиями стандартов.

В списке литературы указываются источники, которые были использованы при расчете устройства обработки сигналов. При этом в тексте расчета пояснительной записки в соответствующих местах приводятся ссылки на порядковый номер литературы.

Общий объем пояснительной записки составляет 25–30 страниц.

2 Методические рекомендации к выполнению расчетов тракта первичной обработки биомедицинских сигналов

2.1 Виды биомедицинских сигналов

Биомедицинские сигналы 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 биомедицинских сигналов проводится с целью выделения информативных, с точки зрения медицинской диагностики, признаков биосигнала или с целью определения диагностических показателей, вычисляемых по параметрам биомедицинского сигнала.

По механизму образования биомедицинские сигналы в живом организме делятся на *две группы*. К первой группе относят биомедицинские сигналы, связанные с образованием в организме физических полей биологического происхождения, ко второй – связанные с изменениями физических характеристик участка биологической ткани, происходящими под влиянием протекания физиологических процессов.

Первая группа включает сигналы, обусловленные биоэлектрической активностью органов и тканей, связанные с наличием в организме сравнительно низкочастотных электрических полей биологического происхождения, вызванные электрохимическими и кинетическими процессами, протекающими в организме. Они характеризуют функционирование отдельных органов и функциональных систем.

Наибольшую диагностическую ценность имеют переменные биомедицинские сигналы, характеризующие функционирование сердца, центральной нервной системы, опорно-двигательного аппарата, состояние нервно-мышечной проводимости и др.

Электрокардиографический сигнал представляет собой изменение во времени электрического потенциала определенных участков кожи, возникающее под действием биоэлектрической активности сердца. Диапазон изменений амплитуды сигнала составляет 0,3…3,0 мВ; частотный диапазон – 0,05…300 Гц.

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. Диапазон изменения амплитуды сигнала составляет 0,01…0,2 мВ; частотный диапазон – 0,3…70 Гц.

Электроэнцефалографический сигнал представляет собой изменение во времени электрического потенциала определенных участков кожи головы возникающее под действием биоэлектрической активности центральной нервной системы. Диапазон изменений амплитуды сигнала составляет 0,002…0,1 мВ; частотный диапазон – 0,3…80 Гц.

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 – 0,3…80 Гц.

Электромиографический сигнал 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 – 0,1…1000 Гц.

Электроокулографический сигнал представляет собой изменение во времени корнеоретинального электрического потенциала, вызываемого движением глазного яблока. Диапазон изменения амплитуды электроокулографического сигнала составляет 0,01…0,2 мВ; частотный диапазон – 0,1…7 Гц.

Электрогастрографический сигнал представляет собой изменение во времени электрического потенциала, возникающего при работе желудочно-кишечного тракта. Диапазон изменения амплитуды электрогастрографического сигнала составляет 0,2…1,0 мВ; частотный диапазон – 0,05…2,0 Гц.

Кожногальванической сигнал представляет собой медленное изменение во времени электрического потенциала определенных участков кожи в ответ на психологические тесты. Диапазон изменения амплитуды сигнала кожногальванической реакции составляет 0,1…2 мВ; частотный диапазон – 0,1…10 Гц.

Фонокардиографический сигнал представляет собой изменение во времени акустических (звуковых) проявлений работы сердца. Диапазон изменения амплитуды фонокардиографического сигнала составляет 0,1…2 мВ; частотный диапазон – 20…800 Гц.

Сфигмографический сигнал представляет собой изменение во времени колебаний сосудистой стенки. Диапазон изменения амплитуды сфигмографического сигнала в зависимости от применяемого датчика составляет 0,1…2 мВ; частотный диапазон – 0,3…70 Гц.

Вторая группа биомедицинских сигналов 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. Амплитуда сигнала измеряется как падение напряжения на участке биологических тканей, расположенных между измерительными электродами, и составляет не менее 1 мВ; частотный диапазон – 0,3…70 Гц.

Фотоплетизмографический сигнал представляет собой изменение во времени объема кровеносного сосуда под действием пульсовых волн. 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 – 0,3…70 Гц.

Плетизмографический сигнал представляет собой изменение во времени давления в компрессионной манжетке, охватывающей исследуемый крове-

носный сосуд. Величина сигнала измеряется с помощью датчика давления воздуха, подключаемого к манжетке. Амплитуда изменения сигнала при использовании современных тензометрических датчиков давления составляет около 0,1 мВ; частотный диапазон – 0,3…70 Гц.

Краткое рассмотрение характеристик сигналов обнаруживает их основные особенности – малую амплитуду, низкочастотный спектр и чувствительность к воздействию помех. При проведении обработки и регистрации на биомедицинский сигнал всегда накладываются сигналы наводок (помех) и шумов.

Наводки возникают вследствие действия внешних физических полей, не имеющих прямого отношения к объекту исследований. Помехи физической природы возникновения оказывают влияние на чувствительный элемент измерительного преобразователя или на отдельные узлы или цепи устройства преобразования биомедицинского сигнала.

Под шумами понимают такие сигналы, которые появляются на выходе вследствие особенностей функционирования измерительной аппаратуры, а также вследствие работы других подсистем и наличия процессов в организме, в результате которых возникают сигналы, не имеющие прямого отношения к определяемым показателям или характеристикам.

Шумы характерны как для измерительной аппаратуры, так и для объекта измерений. В медицинской практике шумы биологического происхождения, вызванные процессами, не имеющими прямого отношения к определяемым параметрам или характеристикам, часто называют влиянием артефактов. К артефактам биологического происхождения относят помехи, обусловленные дыханием или движениями обследуемого во время регистрации биомедицинских сигналов, а также любую активность систем организма, не связанную с регистрируемым процессом, но оказывающую влияние на определяемые значения диагностических показателей.

Часто очень трудно отличить присутствующие помехи и шумы от биомедицинских сигналов, появившихся вследствие взаимодействия с объектом измерения 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 важным фактором при исследовании биологических организмов является их изменчивость и индивидуальность параметров и показателей. Даже на групповом уровне проявляется зависимость от национальных, возрастных, генетических и климатических особенностей, поэтому корректным является описание свойств биомедицинских сигналов 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.

Измерительное преобразование биомедицинских сигналов представляет собой преобразование одной физической величины, характеризующей параметры сигнала, в другую физическую величину, связанную с ней функционально.

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

Измерительный преобразователь биомедицинских сигналов – это техническое устройство, построенное на определенном физическом принципе действия, выполняющее одно частное измерительное преобразование и необходимую обработку сигнала с целью получения выходной величины в требуемой форме. В общем случае измерительный преобразователь представляет собой средство измерения, предназначенное для выработки сигнала измерительной информации в форме, удобной для передачи и дальнейшей обработки, но не поддающейся непосредственному восприятию наблюдателем.

Измерительный преобразователь содержит в своем составе чувствительный элемент – датчик (сенсор). Датчик – устройство, преобразующее измеряемую величину в сигнал, удобный для передачи, дальнейшего преобразования или регистрации. Тип и конструкция датчика зависят от вида необходимого преобразования и определяются конкретными физическими представлениями входного и выходного сигналов.

Чувствительный элемент является частью первого в измерительной цепи преобразовательного элемента, находящегося под непосредственным воздействием измеряемой величины. Датчики систем физиологических измерений должны обеспечивать получение устойчивого информативного сигнала, минимальное искажение полезного сигнала, максимальную помехозащищенность, удобство размещения в необходимом для измерения месте, отсутствие раздражающего или другого действия на организм, возможность стерилизации (без изменения характеристик) и многократного использования. Кроме этого, датчики должны быть по возможности миниатюрными, конструктивно удобными для размещения и фиксации, не иметь острых и выступающих краев, не содержать жидких и полужидких элементов (спирт, масло), по возможности не потреблять энергию и не оказывать энергетического воздействия на объект исследования.

При разработке и выборе биомедицинских датчиков учитывают прежде всего параметры контролируемого физиологического процесса, а также особенности условий применения. Основными параметрами, характеризующими любой физиологический процесс, являются динамический и частотный диапазоны контролируемых величин.

По принципу действия датчики биомедицинских сигналов можно разделить на две группы: *биоуправляемые* и *энергетические.*

Биоуправляемые датчики изменяют свои характеристики непосредственно под влиянием биомедицинских сигналов, поступающих от объекта измерения. В свою очередь, биоуправляемые датчики подразделяются на *активные* (генераторные) и *пассивные* (параметрические). В активных датчиках измеряемый параметр непосредственно преобразуется в электрический сигнал, т. е. под воздействием измеряемой величины активные датчики сами генерируют сигнал соответствующей амплитуды или частоты. Пассивные датчики под воздействием входной измеряемой величины изменяют свои электрические параметры. В отличие от активных (генераторных) датчиков, пассивные (параметрические)

датчики для получения соответствующего значения выходного напряжения или тока требуют включения в электрическую цепь внешнего источника питания.

Энергетические датчики, в отличие от биоуправляемых, активно воздействуют на органы и ткани. Они создают в исследуемом органе немодулированный энергетический поток со строго определенными, постоянными во времени характеристиками. Измеряемый параметр воздействует на характеристики этого потока, модулирует его пропорционально изменениям самого параметра. Энергетические информационные преобразователи нуждаются в источнике дополнительной энергии для воздействия на объект и создания немодулированного энергетического потока.

Измерительные преобразователи по месту, занимаемому в измерительном тракте, делятся на первичные и вторичные. К первичным преобразователям относятся датчики. В них электрический сигнал возникает в результате непосредственного воздействия наблюдаемого сигнала. Вторичные измерительные преобразователи предназначены для преобразования сигнала с выхода датчика в форму, воспринимаемую последующими элементами измерительного тракта, и могут быть промежуточными (на основе аналого-цифрового, цифро-аналогового преобразователей и др.), масштабными и передающими.

Многие физиологические процессы в организме имеют электрическую природу или сопровождаются изменениями электрических потенциалов, токов, импеданса. Функционирование измерительных преобразователей биосигналов протекает в сложных условиях, характеризующихся множеством параметров. Однако интерес представляет только один параметр, который является измеряемой величиной, а все остальные параметры процесса считаются помехами. Поэтому для каждого измерительного преобразователя устанавливают входную величину. Подобным образом можно выделить выходную величину преобразователя. Современная элементная база радиоэлектроники предоставляет для разработки измерительных преобразователей биомедицинских сигналов интегральные решения, позволяющие с помощью одной микросхемы осуществить процедуры регистрации, усиления, аналого-цифрового преобразования и цифровой обработки. В этих условиях в качестве выходной величины преобразователя может быть выбрана величина диагностического показателя, характеризующая биомедицинский сигнал.

Функция преобразования измерительного преобразователя – это функциональная зависимость выходной величины от измеряемой величины, описываемая аналитическим выражением или графиком. Другими характеристиками датчиков являются разрешающая способность, динамический диапазон, постоянная времени датчика, время реакции.

Разрешающая способность датчика определяется минимальным изменением входного параметра, приводящим к изменению выходного сигнала, различимого на уровне шума.

Динамический диапазон представляет собой диапазон входных величин, измерение которых производится без заметных искажений от максимальной предельной величины до минимальной, ограниченной уровнем помех. В динами-

ческом режиме датчик должен воспроизводить изменяющуюся во времени входную величину без искажений или с минимально допустимыми искажениями.

Для количественной оценки свойств датчиков в динамическом режиме используется амплитудно-частотная характеристика. Частотная характеристика датчика должна соответствовать диапазону частот входного измеряемого сигнала. Входной сигнал может подвергаться интегрированию или дифференцированию в самом датчике.

Постоянная времени датчика – интервал времени, в течение которого при подаче сигнала на вход датчика ступенчатого воздействия сигнал на выходе достигает значения 0,63 от полного перепада после окончания переходного процесса.

Время реакции – минимальный промежуток времени, в течение которого происходит установка выходной величины на уровень, соответствующий измененному уровню входной величины.

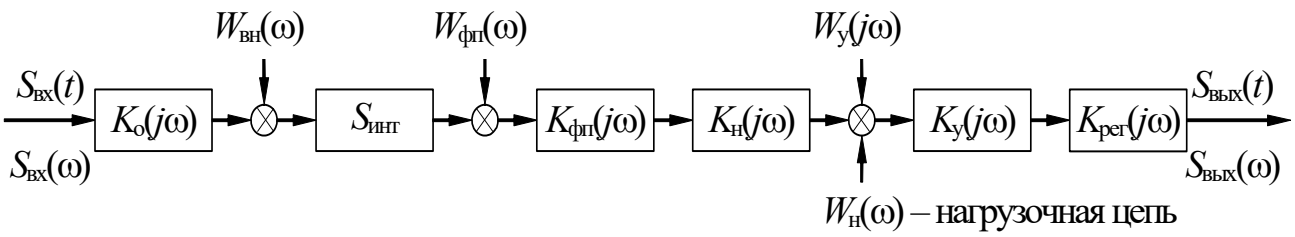
Наиболее важными характеристиками измерительных преобразователей биомедицинских сигналов являются понятия реальной и номинальной характеристик и погрешности измерительного преобразователя. При рассмотрении серии однотипных преобразователей оказывается, что их характеристики несколько отличаются друг 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.

При составлении структурной схемы преобразования биомедицинских сигналов представляют каждый узел устройства в виде линейной цепи, указывая связи между этими узлами и точки приложения шумов (внешних, приемника, усилителя, нагрузочной цепи и др.).

2.2 Структурная схема устройства преобразования сигналов с указанием точек действия шумов

При составлении структурной схемы преобразования сигналов следует представить каждый узел устройства в виде линейной цепи, указать связи между этими узлами и точки приложения шумов: внешних, фотоприемника, усилителя, нагрузочной цепи и др. [1].

Пусть на прибор действуют входной сигнал $x_{\text{вх}}(t)$, имеющий спектр $S_{\text{вх}}(\omega)$, и совокупность помех и шумов (внешние помехи, шумы фотоприемника, нагрузочной цепи и усилителя электронного тракта), а приемник излучения обладает интегральной вольтовой чувствительностью $S_{\text{инт}}$. В этом случае структурную схему такого прибора можно представить, как показано на рисунке 2.1.



$K_о(j\omega)$ – частотный коэффициент передачи оптической системы; $K_{фп}(j\omega)$ – частотный коэффициент передачи фотоприемника; $K_н(j\omega)$ – частотный коэффициент передачи нагрузочной цепи; $K_у(j\omega)$ – частотный коэффициент передачи усилителя; $K_{рег}(j\omega)$ – частотный коэффициент передачи регистрирующего прибора

Рисунок 2.1 – Структурная схема преобразования сигналов

2.3 Частотные коэффициенты передачи основных звеньев приборов

Для информационных и измерительных приборов связь между спектрами входного и выходного сигналов определяется выражениями [1]

$$S_{вых}(\omega) = K_п(j\omega) \cdot S_{вх}(\omega); \tag{2.1}$$

$$W_{вых}(\omega) = \left[K_п(j\omega)\right]^2 \cdot W_{вх}(\omega), \tag{2.2}$$

где значение $K_п(j\omega)$ определяется следующим образом:

$$K_п(j\omega) = K_о(j\omega) \cdot S_{инт} \cdot K_{фп}(j\omega) \cdot K_н(j\omega) \cdot K_у(j\omega) \cdot K_{рег}(j\omega). \tag{2.3}$$

Спектральные плотности шумов на выходе схемы зависят от места их приложения и определяются частотным коэффициентом передачи участка цепи между точкой приложения и выходом. Например,

$$W_{у\ вых}(j\omega) = \left|K_у(j\omega) \cdot K_{рег}(j\omega)\right|^2 \cdot W_у(j\omega). \tag{2.4}$$

Если шумы независимы между собой, то на выходе их спектр мощности суммируется, т. е.

$$W_{\Sigma\ вых}(\omega) = W_{у\ вых}(\omega) + W_{н\ вых}(\omega) + W_{вн\ вых}(\omega) + W_{фп\ вых}(\omega). \tag{2.5}$$

Расчет частотных коэффициентов каждого узла системы обработки сигналов производится по формулам, которые учитывают принцип работы оптической системы разрабатываемого прибора, тип фотоприемника и его инерционные свойства, тип нагрузочной цепи, а также вид электронного тракта обработки и усиления сигналов.

Расчет общего частотного коэффициента передачи производится путем перемножения полученных функций. При этом необходимо, дискретно изменяя значение частоты, построить график полученной функции.

Оптическая система. С достаточной степенью точности полагают, что

$$K_{\text{о}}\left(j\omega\right) = K_{\text{о}}, \tag{2.6}$$

где $K_{\text{о}}$ – частотный коэффициент передачи оптической системы.

Наиболее распространенные варианты работы оптического прибора – это работа на основе изменения освещенности входного зрачка (точечный источник) и изменения яркости свечения объекта (протяженный источник). В первом случае можно записать, что световой поток Φ на выходе системы

$$\Phi = A_{\text{вх}} \cdot E_{\text{вх}} \cdot \tau_0, \tag{2.7}$$

где $A_{\text{вх}}$ – площадь входного зрачка;

$E_{\text{вх}}$ – освещенность на входном зрачке;

t_0 – коэффициент пропускания.

Тогда частотный коэффициент передачи оптической системы

$$K_{\text{о}} = \frac{\partial \Phi}{\partial E_{\text{вх}}} = A_{\text{вх}} \tau_0. \tag{2.8}$$

Для протяженного источника излучения

$$\Phi = A_{\text{вх}} \cdot \Delta\Omega \cdot \tau_0 \cdot L_{\text{с}}, \tag{2.9}$$

где $\Delta\Omega$ – угловое поле зрения;

$L_{\text{с}}$ – яркость источника излучения.

Тогда

$$K_{\text{о}} = \frac{\partial \Phi}{\partial L_{\text{с}}} = A_{\text{вх}} \cdot \Delta\Omega \cdot \tau_0. \tag{2.10}$$

Возможен и третий случай, когда прибор работает на основе изменения площади засветки. Тогда

$$K_{\text{о}} = \frac{\partial \Phi}{A_{\text{вх}}} = E_{\text{вх}} \cdot \tau_0. \tag{2.11}$$

При расчете значения коэффициента τ_0 следует учитывать прохождение сигнала через оптические элементы. Источник излучения и приемник излучения должны быть спектрально согласованы [2].

Фотоприемники. В области малых и средних частот ($f < 10^8$ Гц) все фотоприемники считают с динамической точки зрения апериодическими звеньями первого порядка. В этом случае

$$K_{\text{фп}}\left(j\omega\right) = \frac{S_{\text{инт}}}{\left[1 + j\omega T_{\text{фп}}\right]}, \tag{2.12}$$

где $T_{\text{фп}}$ – постоянная времени фотоприемника;

$S_{\text{инт}}$ – интегральная чувствительность по току, если приемник представляется в схеме генератором тока, и интегральная чувствительность по напряжению, если представляется источником ЭДС.

Если область частот принимаемого сигнала больше $f > 10^8$ Гц и используются ФЭУ, то необходим учет времени прохождения электронов от фотокатода к аноду, а именно

$$K\left(j\omega\right) = \frac{S_{\text{инт}} \cdot e^{j\omega t_{\text{з}}}}{\left[1 + j\omega T_{\text{фп}}\right]}, \tag{2.13}$$

где $e^{j\omega t_{\text{з}}}$ – звено, учитывающее задержку сигнала.

Нагрузочные цепи фотоприемников. Частотные передаточные функции $K_{\text{н}}\left(j\omega\right)$ нагрузочных цепей, соединяющих выход фотоприемника с первым каскадом усиления электронного тракта, зависят от типа связи между ними (емкостная или трансформаторная).

В случае использования нагрузочной цепи с трансформаторной связью, частотный коэффициент передачи в области рабочих частот

$$K_{\text{н}}\left(j\omega\right) = \frac{n}{2}, \tag{2.14}$$

где n – отношение числа витков первичной ω_1 и вторичной ω_2 обмоток трансформатора, $n = \dfrac{\omega_2}{\omega_1}$.

Электронные тракты усиления и обработки сигнала. В общем случае частотные передаточные коэффициенты усилительного тракта могут быть весьма сложными и зависящими от функциональной и структурной схем электронного тракта усиления и обработки.

В усилительном тракте приборов контроля можно выделить несколько устройств, которые присутствуют практически во всех приборах.

Прежде всего это оптимальный фильтр, функции которого обычно выполняет один или несколько каскадов усилителя.

С точностью до постоянной

$$K(j\omega)=\frac{S^{*}(\omega)e^{-j\omega t_0}}{W_n(\omega)}, \qquad (2.15)$$

где $S^{*}(\omega)$ – комплексно-сопряженная спектральная плотность полезного сигнала на входе в первый каскад усиления;

$W_n(\omega)$ – спектральная плотность мощности помехи на входе в первый каскад усиления;

t_0 – время достижения максимума отношением сигнал/шум на выходе фильтра.

На практике часто применяют квазиоптимальные фильтры вместо оптимальных. Это обеспечивает более простую реализацию. Для данных целей используют избирательные усилители.

$$K(j\omega)=\frac{K_{\text{у}}}{1+j(\omega-\omega_0)T_{\text{у}}}, \qquad (2.16)$$

где $K_{\text{у}}$ – коэффициент усиления при $\omega=\omega_0$, на которой сосредоточена основная энергия сигнала, $K_{\text{у}}=\frac{U_{\text{вых}}}{U_{\text{вх}}}$;

$T_{\text{у}}$ – постоянная времени.

Постоянная времени $T_{\text{у}}$ связана с эффективной полосой пропускания соотношением

$$\Delta\omega_{\text{эф}}=\frac{2}{T_{\text{у}}}. \qquad (2.17)$$

В данной полосе частот

$$K(j\omega)>\frac{K_{\text{у}}}{\sqrt{2}}. \qquad (2.18)$$

Постоянную времени $T_{\text{у}}$ подбирают в соответствии с полосой частоты пропускания.

Усилители мощности чаще всего имеют передаточный коэффициент

$$K_{\text{у}}(j\omega)=\frac{k_{\text{у}}}{1+j\omega T_{\text{у}}}, \qquad (2.19)$$

где $T_{\text{у}}$ – постоянная времени усилителя.

2.4 Расчет спектра сигнала на входе и выходе прибора

Спектр сигнала на входе можно найти, предварительно получив модель входного сигнала во временной области. Если используется периодический сигнал, то для определения его спектра можно использовать ряд Фурье [3–5]:

$$S(t)=\frac{a_0}{2}+\sum_{n=1}^{\infty}\left[a_n\cos\left(n\frac{2\pi}{T}t\right)+b_n\sin\left(n\frac{2\pi}{T}t\right)\right]; \qquad (2.20)$$

$$a_0=\frac{2}{T}\int_{t_0}^{t_0+T}s(t)dt\,; \qquad (2.21)$$

$$a_n=\frac{2}{T}\int_{t_0}^{t_0+T}s(t)\cos\left(n\frac{2\pi}{T}t\right)dt\,; \qquad (2.22)$$

$$b_n=\frac{2}{T}\int_{t_0}^{t_0+T}s(t)\sin\left(n\frac{2\pi}{T}t\right)dt\,, \qquad (2.23)$$

где n – номер гармоники;

T – период следования импульсов.

Также для определения спектра сигнала можно воспользоваться и прямым преобразованием Фурье:

$$S(\omega)=\int_{-\infty}^{+\infty}S(t)e^{-j\omega t}dt\,. \qquad (2.24)$$

При расчете спектра пачки импульсов, следующих на объект контроля, можно воспользоваться свойствами преобразований Фурье [3, 4], а потом свернуть полученное выражение по формуле суммы членов геометрической прогрессии.

Для определения числа импульсов N, падающих на объект, следует задаться временем контроля t_k, принимая во внимание характеристики производительности контроля.

Расчет спектра сигнала на выходе устройства необходимо производить в соответствии с методикой расчета сигналов при прохождении ими линейных цепей. При этом следует обращать внимание на характер сигнала, проходящего через эту цепь.

Для входного и выходного сигналов построить график спектральной плотности (спектра мощности) можно путем расчета ее значения на фиксированной частоте и последующем ее изменении с повторением расчета.

Энергия сигнала

$$E_s=\int_{-\infty}^{\infty}S^2(t)dt\,.$$

С помощью формулы Парсеваля энергию сигнала можно выразить через его спектральную характеристику:

$$E_s = \int_{-\infty}^{\infty} s^2(t)dt = \frac{1}{2\pi}\int_{-\infty}^{\infty} \left|S(\omega)\right|^2 d\omega = \frac{1}{\pi}\int_{0}^{\infty} \left|S(\omega)\right|^2 d\omega. \qquad (2.25)$$

2.5 Определение спектра мощности действующих шумов

При расчете значений действующих шумов в первую очередь необходимо определить доминирующие шумы. В соответствии с видом шума записать его спектр мощности, а потом привести все шумы к одной точке схемы преобразования сигналов. Общее значение шума в данной точке можно находить в предположении, что все шумы независимы [1].

До поступления в оптимальный фильтр системы обнаружения полезный сигнал проходит через фотоприемник, нагрузочную цепь и предварительный усилитель. Спектр полезного сигнала на входе в оптимальный фильтр составит

$$S_{\text{вх},\,\Phi}(\omega) = S_{\text{вх}}(\omega)\cdot K_{\text{о}}(j\omega)\cdot S_{\text{инт}}\cdot W_{\text{фп}}(j\omega)\cdot K_{\text{н}}(j\omega)\cdot K_{\text{у}}(j\omega). \qquad (2.26)$$

Спектральная плотность входного сигнала $S_{\text{вх}}(\omega)$ определяется видом используемого источника излучения (точечный, протяженный и др.) и зависит прежде всего от площади входного зрачка или углового поля зрения прибора.

Найдем теперь уравнение, связывающее спектральную плотность мощности помех $W_{\text{вх},\,\Phi}(\omega)$ на входе в оптимальный фильтр с параметрами оптической системы.

Внешние помехи обычно зависят от параметров оптической системы и обусловлены, как правило, радиационным и фотонным шумами. Радиационные и фотонные шумы возникают вследствие статистического характера потока излучения, представляющего случайную совокупность потока квантов энергии электромагнитного поля.

Радиационные и фотонные внешние помехи при частотах менее 10^{10} Гц можно считать белыми шумами, мощность которых постоянна во всей области рассматриваемых частот.

Спектральная плотность мощности радиационных и фотонных помех, приведенных ко входу в оптимальный фильтр, определяется выражением, справедливым для обоих случаев,

$$W_{\text{вн},\,\Phi}(\omega) = \left(K_{\text{фп}}(j\omega)\cdot K_{\text{н}}(j\omega)\cdot K_{\text{у}}(j\omega)\right)^2\cdot W_{\text{б.ш}}(\omega)\cdot S_{\text{инт}}. \qquad (2.27)$$

К внутренним шумам, зависящим от параметров оптической системы, относятся шумы, генерируемые в самих фотоприемниках и зависящие от протекающего в них тока. К ним относятся дробовые, токовые и генерационно-рекомбинационные шумы. Сюда же относятся тепловые шумы. Состав и количественные

параметры спектральных плотностей мощности этих шумов зависят от типа применяемого фотоприемника. В общем виде спектральные плотности мощности перечисленных составляющих шумов представляются в виде

$$W_{\text{др}}(\omega) = k_{\text{др}} \cdot e \cdot \langle i \rangle ; \tag{2.28}$$

$$W_{\text{ток}}(\omega) = k_{\text{ток}} \frac{(\langle i \rangle)^{\alpha}}{\omega^{\beta}} ; \tag{2.29}$$

$$W_{\text{г-р}}(\omega) = \frac{K_{\text{г-р}}(\langle i \rangle)^2}{1 + \omega^2 T_{\text{н}}^2} ; \tag{2.30}$$

$$W_{\text{т}}(\omega) = \frac{2kT}{R_{\text{фп}}} , \tag{2.31}$$

где $\langle i \rangle$ – среднее значение силы тока, протекающего через фотоприемник;

e – заряд электрона, $e = 1{,}6 \cdot 10^{-19}$ Кл;

k – постоянная Больцмана, $k = 1{,}38 \cdot 10^{-23}$ Дж/к;

T – температура фотоприемника, °К;

$T_{\text{н}}$ – среднее время жизни носителей заряда в полупроводниковых фотоприемниках;

$R_{\text{фп}}$ – внутреннее сопротивление теплового фотоприемника, Ом;

$\alpha = 2$;

$\beta \approx 0{,}8...1{,}5$;

$k_{\text{др}}$, $k_{\text{ток}}$, $k_{\text{г-р}}$ – коэффициенты, зависящие от конкретных образцов фотоприемников, которые, как правило, определяются экспериментально.

Спектральная плотность мощности шумов фотоприемника, приведенная ко входу оптимального фильтра, составляет

$$W_{\text{фп},\,\Phi}(\omega) = \left| W_{\text{фп}}(j\omega) \cdot K_{\text{н}}(j\omega) \cdot K_{\text{у}}(j\omega) \right|^2 \cdot W_{\text{фп}} , \tag{2.32}$$

где $W_{\text{фп}} = W_{\text{др}} + W_{\text{ток}} + W_{\text{г-р}} + W_{\text{т}}$.

К внутренним помехам, не зависящим от параметров оптики, относятся шумы, генерируемые активными сопротивлениями нагрузочной цепи, и в элементах электронного тракта усилителя. При этом достаточным бывает учитывать шумы, генерируемые в первом каскаде усилительного тракта. Именно здесь полезный сигнал имеет еще малые значения по сравнению с генерируемыми шумами. На входе в усилитель шумы нагрузочной цепи и первого каскада усилителя представляются в виде

$$W_{\Sigma Ш}(\omega) = 2kTR_{\Sigma} , \tag{2.33}$$

где R_{Σ} – суммарное эквивалентное шумовое сопротивление элементов нагру-

зочной цепи и первого каскада усилителя;

T – температура элементов электронного тракта, $T = 300$ °К.

Спектральная плотность мощности этих помех, приведенных ко входу в оптимальный фильтр,

$$W_{\Sigma,\Phi}(\omega) = \left|K_У(j\omega)\right|^2 W_{\Sigma Ш}(\omega). \qquad (2.34)$$

Таким образом, определены все составляющие помехи и приведены ко входу оптимального фильтра. Тогда

$$W_{вх}(\omega) = W_{вн,\Phi}(\omega) + W_{фп,\Phi}(\omega) + W_{\Sigma,\Phi}(\omega). \qquad (2.35)$$

2.6 Расчет необходимого соотношения сигнал/шум и порогового уровня принятия решения

Расчет необходимого соотношения сигнал/шум и порогового уровня принятия решения необходимо производить в зависимости от вида исходных данных: допустимого значения вероятности ложной тревоги, средней частоты или среднего периода появления ложной тревоги или вероятности появления хотя бы одной ложной тревоги за определенное время наблюдения. При этом будет найден пороговый уровень принятия решения о наличии дефекта. Увеличивать вероятность правильного обнаружения дефекта можно за счет выбора значения соотношения сигнал/шум большего, чем пороговое значение. В этом случае необходимо рассчитать вероятность правильного обнаружения, пользуясь таблицей интеграла вероятности.

Допустимые параметры ложных тревог могут быть заданы тремя способами:

1) допустимым значением вероятности ложной тревоги $P_{л.т}$;

2) средней частотой $\overline{N}_{л.т}$ или средним периодом $T_{л.т} = \dfrac{1}{\overline{N}_{л.т}}$ появления ложной тревоги;

3) вероятностью появления хотя бы одной ложной тревоги за время наблюдения $T_н$ (обычно используется при редких ложных тревогах).

Если задано значение вероятности ложной тревоги $P_{л.т}$, то необходимо рассчитать величину

$$\Phi\left(\frac{x_0}{\sigma}\right) = 1 - 2 \cdot P_{л.т}, \qquad (2.36)$$

где x_0 – пороговое значение сигнала;

s^2 – дисперсия действующего шума.

По таблицам интеграла вероятности [6] $\Phi(\rho) = \dfrac{2}{\sqrt{2\pi}} \int\limits_0^{\rho} e^{-\frac{\rho^2}{2}} dt$ находится

относительный порог $\rho_п = \frac{x_0}{\sigma^2}$, который и устанавливает необходимое значение сигнал/шум на выходе устройства обнаружения. Он называется параметром обнаружения.

Если дисперсия шума s^2 на выходе фильтра известна, то пороговое значение сигнала $x_0 = \rho_п \sigma_п$.

Вероятность правильного обнаружения в случае, когда отношение сигнал/шум на выходе фильтра превышает величину параметра обнаружения, может быть найдена по формуле

$$P\left(A_1^* A_1\right) = 0,5\left(1 + \Phi\left(\rho - \rho_п\right)\right). \tag{2.37}$$

Если задана средняя частота появления ложных тревог, то для расчета требуемого порогового отношения сигнал/шум пользуются формулой

$$\bar{N}_{л.т} = \frac{\omega_п}{2\pi} e^{-\frac{\rho_п^2}{2}}, \tag{2.38}$$

где $\omega_п$ – средняя квадратичная круговая частота пересечения помехой на выходе фильтра нулевого уровня.

В случае установки перед пороговым устройством оптимального фильтра, величина $\omega_п$ определяется следующим образом:

$$\omega_п^2 = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} \left[\omega^2 \frac{\left|S_{вх}(\omega)\right|^2}{W_п(\omega)} \right] d\omega}{\int_{-\infty}^{+\infty} \frac{\left|S_{вх}(\omega)\right|^2}{W_п(\omega)} d\omega}, \tag{2.39}$$

где $S_{вх}(\omega)$ – спектральная плотность сигнала;

$W_п(\omega)$ – спектр мощности действующего шума.

В тех случаях, когда перед пороговым устройством установлен фильтр нижних частот с частотным коэффициентом передачи, показанным на рисунке 2.2, величина $\omega_п$ рассчитывается так:

$$\omega_п^2 = \frac{\int_0^{\omega_m} \omega^2 d\omega}{\int_0^{\omega_m} d\omega} = \frac{\omega_m^2}{3}. \tag{2.40}$$

Для полосового и избирательного фильтров, передаточные характеристики которых показаны на рисунках 2.3 и 2.4 соответственно, эта величина с достаточной степенью точности определяется так:

$$\omega_{п}^{2} = \omega_{0}^{2}\left(1 + \frac{\left(\frac{\Delta\omega}{\omega_{0}}\right)^{2}}{12}\right), \qquad (2.41)$$

где ω_0 – средина полосы пропускания.

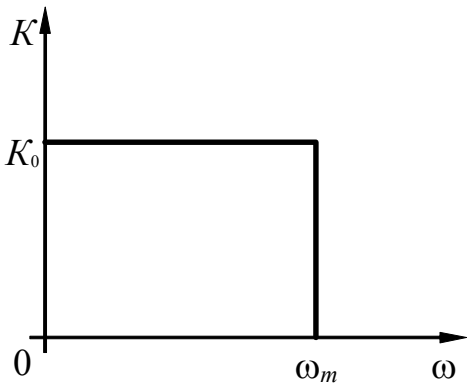


Рисунок 2.2 – Передаточная характеристика фильтра низких частот

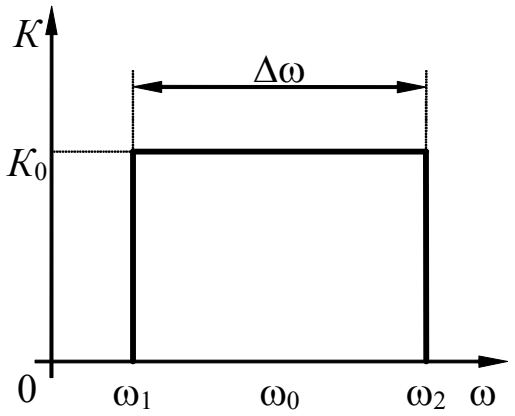


Рисунок 2.3 – Передаточная характеристика полосового фильтра

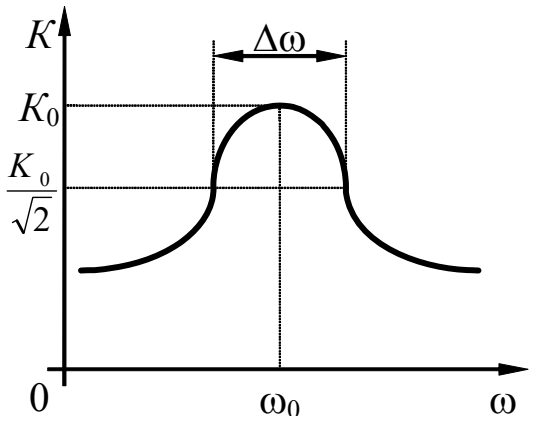


Рисунок 2.4 – Передаточная характеристика избирательного усилителя

Из формулы (2.38) следует, что

$$\rho_{п} = \left[2\ln \frac{\omega_{п}}{2\pi \bar{N}_{л.т}} \right]^{\frac{1}{2}}. \qquad (2.42)$$

Если задана допустимая вероятность появления $P_{л.т}(K \geq 1)$ хотя бы одной ложной тревоги за определенное время наблюдения $T_{н}$, то для расчета необходимого порогового соотношения сигнал/шум используют формулу

$$\rho_{п} = \left[2\ln \frac{\omega_{п} T_{н}}{-2\pi \ln\left[1 - P_{л.т}(K \geq 1)\right]} \right]^{\frac{1}{2}}. \qquad (2.43)$$

Для расчета параметров устройства обработки следует составить основное энергетическое уравнение, которое затем решить относительно неизвестной величины. Если существенных параметров устройства два и более, то решением уравнения служит связь между этими параметрами. Задаваясь приемлемым значением одного или нескольких параметров, находят остальные.

Основное энергетическое уравнение имеет вид

$$\rho_{п} = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{\left|S(\omega)\right|^{2}}{W(\omega)} d\omega. \qquad (2.44)$$

Часто полезным является применение теоремы Парсеваля, которая следует из формулы Рэлея. Она определяет равенство энергий сигналов при их представлении в частотной и временной областях:

$$\frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \left|S(\omega)\right|^{2} d\omega = \int_{0}^{t_k} i^{2}(t)\, dt = N\tau_{и}, \qquad (2.45)$$

где t_k – время контроля;

N – число импульсов;

$\tau_{и}$ – длительность импульса.

В этом случае предполагается, что зондирующие импульсы имеют единичную амплитуду.

2.7 Расчет информационного содержания сигнала

Расчет информационного содержания непрерывного сигнала может быть произведен в предположении, что функция распределения плотности вероятностей соответствует нормальному закону распределения. При количественной

оценке информационного содержания дискретных сигналов следует обращать внимание на количество уровней и число этих сигналов.

Если на устройство контроля следует информационный сигнал X вместе с помехой Y, то количество информации I, получаемое приемником в этих условиях, можно определить по формуле

$$I = H(X;Y) = H(X) - H(Y/X), \tag{2.46}$$

где $H(X)$ – энтропия полезного сигнала;

$H(Y)$ – условная энтропия.

Поскольку решающее устройство фиксирует факт наличия или отсутствия сигнала, то имеем

$$H(X) = -p\log p - (1-p)\log(1-p), \tag{2.47}$$

где p – вероятность правильного обнаружения сигнала.

Список литературы

1 **Порфирьев, Л. Ф.** Основы теории преобразования сигналов в оптико-электронных системах: учеб. пособие / Л. Ф. Порфирьев. – Л. : Машиностроение, 1989. – 392 с.

2 **Нефёдов, С. В.** Преобразование измерительных сигналов: учебник / С. В. Нефёдов, А. П. Тарасенко, В. М. Чернова. – М. : КУРС; ИНФРА-М, 2018. − 224 с.

3 **Левшина, Е. С.** Электрические измерения физических величин: Измерительные преобразователи: учеб. пособие / Е. С. Левшина, П. В. Новицкий. – Л. : Энергоатомиздат, 1983. – 320 с.: ил.

4 **Баскаков, С. И.** Радиотехнические цели и сигналы / С. И. Баскаков. − 4-е изд. – М. : Высш. шк., 2003. − 462 с.

5 **Щепетов, А. Г.** Преобразование измерительных сигналов: учебник и практикум / А. Г. Щепетов, Ю. Н. Дьяченко ; под ред. А. Г. Щепетова. – М. : Юрайт, 2018. – 270 с.

6 **Бронштейн, И. Н.** Справочник по математике для инженеров и учащихся втузов: учеб. пособие / И. Н. Бронштейн, К. А. Семендяев. – СПб. : Лань, 2010. – 608 с.: ил.