



МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
«Магнитогорский государственный технический университет им. Г.И.
Носова»



УТВЕРЖДАЮ
Директор ИЕиС
Ю.В. Сомова

02.02.2026 г.

РАБОЧАЯ ПРОГРАММА ДИСЦИПЛИНЫ (МОДУЛЯ)

***ПРИМЕНЕНИЕ ПАКЕТОВ ПРИКЛАДНЫХ ПРОГРАММ ДЛЯ
ОБРАБОТКИ ИНФОРМАЦИИ***

Направление подготовки (специальность)
12.03.01 Приборостроение

Направленность (профиль/специализация) программы
Приборы и оборудование медицинского назначения

Уровень высшего образования - бакалавриат

Форма обучения
очная

Институт/ факультет	Институт естествознания и стандартизации
Кафедра	Физики
Курс	2
Семестр	3

Магнитогорск
2026 год

Рабочая программа составлена на основе ФГОС ВО - бакалавриат по направлению подготовки 12.03.01 Приборостроение (приказ Минобрнауки России от 19.09.2017 г. № 945)


Рабочая программа рассмотрена и одобрена на заседании кафедры Физики
27.01.2026, протокол № 3

Зав. кафедрой  Д.М. Долгушин


Рабочая программа одобрена методической комиссией ИКиС
02.02.2026 г. протокол № 4

Председатель  Ю.В. Сомова

Рабочая программа составлена:
доцент кафедры Физики, к. ф.-м. н.

 В.В. Мавринский

Рецензент:
заведующий кафедрой ПМиИ, д-р техн. наук

 Ю.А.Извсков

Лист актуализации рабочей программы

Рабочая программа пересмотрена, обсуждена и одобрена для реализации в 2027 - 2028 учебном году на заседании кафедры Физики

Протокол от _____ 20__ г. № ____
Зав. кафедрой _____ Д.М. Долгушин

Рабочая программа пересмотрена, обсуждена и одобрена для реализации в 2028 - 2029 учебном году на заседании кафедры Физики

Протокол от _____ 20__ г. № ____
Зав. кафедрой _____ Д.М. Долгушин

Рабочая программа пересмотрена, обсуждена и одобрена для реализации в 2029 - 2030 учебном году на заседании кафедры Физики

Протокол от _____ 20__ г. № ____
Зав. кафедрой _____ Д.М. Долгушин

Рабочая программа пересмотрена, обсуждена и одобрена для реализации в 2030 - 2031 учебном году на заседании кафедры Физики

Протокол от _____ 20__ г. № ____
Зав. кафедрой _____ Д.М. Долгушин

1 Цели освоения дисциплины (модуля)

Формирование у студентов комплекса теоретических знаний и практических навыков по использованию современных пакетов прикладных программ (ППП) для сбора, математической обработки, визуализации и анализа измерительной информации, получаемой с приборов и оборудования.

2 Место дисциплины (модуля) в структуре образовательной программы

Дисциплина Применение пакетов прикладных программ для обработки информации входит в обязательную часть учебного плана образовательной программы.

Для изучения дисциплины необходимы знания (умения, владения), сформированные в результате изучения дисциплин/ практик:

Математика

Физика

Информатика и основы программирования

Знания (умения, владения), полученные при изучении данной дисциплины будут необходимы для изучения дисциплин/практик:

Подготовка к сдаче и сдача государственного экзамена

Обработка экспериментальных данных на ЭВМ

3 Компетенции обучающегося, формируемые в результате освоения дисциплины (модуля) и планируемые результаты обучения

В результате освоения дисциплины (модуля) «Применение пакетов прикладных программ для обработки информации» обучающийся должен обладать следующими компетенциями:

Код индикатора	Индикатор достижения компетенции
ОПК-1	Способен применять естественнонаучные и общеинженерные знания, методы математического анализа и моделирования в инженерной деятельности, связанной с проектированием и конструированием, технологиями производства приборов и комплексов широкого назначения
ОПК-1.1	Применяет знания математики в инженерной практике при моделировании
ОПК-1.2	Применяет знания естественных наук в инженерной практике
ОПК-1.3	Применяет общеинженерные знания, в инженерной деятельности
ОПК-4	Способен понимать принципы работы современных информационных технологий и использовать их для решения задач профессиональной деятельности
ОПК-4.1	Осуществляет поиск, анализ и синтез информации с использованием информационных технологий
ОПК-4.2	Применяет технологии обработки данных, выбора данных по критериям; строит типичные модели решения предметных задач по изученным образцам
ОПК-4.3	Использует современные информационные технологии для решения задач профессиональной деятельности

4. Структура, объём и содержание дисциплины (модуля)

Общая трудоемкость дисциплины составляет 3 зачетных единиц 108 акад. часов, в том числе:

- контактная работа – 36,1 акад. часов;
- аудиторная – 36 акад. часов;
- внеаудиторная – 0,1 акад. часов;
- самостоятельная работа – 71,9 акад. часов;
- в форме практической подготовки – 0 акад. час;

Форма аттестации - зачет

Раздел/ тема дисциплины	Семестр	Аудиторная контактная работа (в акад. часах)			Самостоятельная работа студента	Вид самостоятельной работы	Форма текущего контроля успеваемости и промежуточной аттестации	Код компетенции
		Лек.	лаб. зан.	практ. зан.				
1. Введение в среду MATLAB и основы обработки сигналов								
1.1 Знакомство с MATLAB/Scilab	3		4		8	<ul style="list-style-type: none"> * Изучение интерфейса и справки MATLAB. * Выполнение индивидуальных заданий по работе с матрицами (сложение, умножение, транспонирование). * Подготовка отчета (скриншоты кода и графиков). 	<ul style="list-style-type: none"> • Проверка конспекта. • Устный опрос по синтаксису языка. <ul style="list-style-type: none"> • Защита лабораторной работы (демонстрация работающего кода). 	ОПК-1.1, ОПК-1.2, ОПК-1.3, ОПК-4.1, ОПК-4.2, ОПК-4.3
1.2 Генерация и визуализация биомедицинских сигналов. Создание модели ЭКГ (PQRST-комплекса) и пульсовой волны.				4		8	<ul style="list-style-type: none"> * Анализ литературы по форме ЭКГ-сигнала. * Написание функции для генерации одного кардиоцикла с заданными параметрами (амплитуда зубцов, длительность интервалов). * Подготовка 	<ul style="list-style-type: none"> • Проверка кода функции. <ul style="list-style-type: none"> • Оценка корректности визуализации смоделированного сигнала. • Индивидуальное задание: изменить частоту дискретизации и проанализировать искажения.

						отчета с описанием физического смысла каждого зубца.		
1.3 Спектральный анализ. Изучение частотного состава пульсового сигнала с помощью быстрого преобразования Фурье (БПФ).	3		4		8	<ul style="list-style-type: none"> * Проработка теоретического материала о теореме Котельникова (Найквиста). * Расчет спектра для различных видов сигналов (синус, меандр, зашумленный сигнал) по методическим указаниям. * Оформление отчета с графиками временной и частотной областей. 	<ul style="list-style-type: none"> • Проверка правильности применения функции БПФ. • Устный опрос по явлению "подмена частот" (aliasing). • Защита работы. 	ОПК-1.1, ОПК-1.2, ОПК-1.3, ОПК-4.1, ОПК-4.2, ОПК-4.3
Итого по разделу			12		24			
2. Фильтрация и предобработка данных								
2.1 Фильтрация ЭКГ-сигнала. Подавление сетевой помехи (50/60 Гц) с помощью режекторного фильтра. Анализ искажений, вносимых фильтром.	3		4		8	<ul style="list-style-type: none"> * Изучение схемы работы режекторного фильтра (полосно-заграждающего). * Подбор параметров фильтра (порядок, ширина полосы заграждения) под заданный датасет. * Сравнение исходного и отфильтрованного сигнала (временная и частотная области). 	<ul style="list-style-type: none"> • Проверка АЧХ (амплитудно-частотной характеристики) спроектированного фильтра. • Оценка качества подавления помехи. • Выявление и объяснение искажений формы QRS-комплекса. 	ОПК-1.1, ОПК-1.2, ОПК-1.3, ОПК-4.1, ОПК-4.2, ОПК-4.3
2.2 Устранение дрейфа нуля и высокочастотных шумов. Применение фильтров низких и высоких частот к реальным записям (предоставленным датасетам).			4		8	<ul style="list-style-type: none"> * Чтение литературы о влиянии артефактов движения и мышечного тремора на сигнал. * Создание каскада фильтров (ВЧ + НЧ) для 	<ul style="list-style-type: none"> • Защита лабораторной работы (коллоквиум по теме "Цифровые фильтры"). • Проверка правильности выбора частот среза фильтров. • Индивидуальное задание: 	ОПК-1.1, ОПК-1.2, ОПК-1.3, ОПК-4.1, ОПК-4.2, ОПК-4.3

						получения полосового фильтра. * Расчет коэффициента подавления шума (SNR - отношение сигнал/шум).	подобрать фильтр для сигнала пульсоксиметра.	
2.3 Выделение информативных фрагментов. Разработка простого детектора R-зубцов ЭКГ или дыхательных движений на основе адаптивного порога (на примере биорадиолокационного сигнала).	3		4		8	* Изучение алгоритмов поиска локальных экстремумов. * Реализация функции поиска пиков (peak detection) с адаптивным порогом. * Подсчет частоты сердечных сокращений (ЧСС) на основе найденных пиков.	<ul style="list-style-type: none"> Проверка точности детектирования (количество ложных срабатываний и пропусков). Оценка работы кода на зашумленных данных. 	ОПК-1.1, ОПК-1.2, ОПК-1.3, ОПК-4.1, ОПК-4.2, ОПК-4.3
Итого по разделу			12		24			
3. Анализ данных в Origin и Python								
3.1 Статистическая обработка результатов измерений. Работа в Origin: импорт данных, расчет описательных статистик, проверка нормальности распределения, построение гистограмм и ящиков с усами для выборок пациентов.	3		4		8	* Подготовка данных: сортировка и группировка выборки по группам (контрольная/экспериментальная). * Проведение теста Шапиро-Уилка на нормальность распределения. * Оформление отчета с выводами о виде распределения данных.	<ul style="list-style-type: none"> Проверка таблиц с вычисленными статистиками (среднее, мода, медиана, дисперсия). Устный опрос по критериям описательной статистики. Защита работы. 	ОПК-1.1, ОПК-1.2, ОПК-1.3, ОПК-4.1, ОПК-4.2, ОПК-4.3
3.2 Аппроксимация и кривые "доза-эффект". Подбор параметров нелинейной регрессии для калибровочных графиков датчиков медицинского оборудования.			4		8	* Изучение метода наименьших квадратов (МНК). * Подбор уравнения регрессии (линейное, полиномиальное, экспоненциальное).	<ul style="list-style-type: none"> Проверка правильности выбора модели регрессии. Оценка остатков регрессии (график ошибок). Расчет чувствительности датчика по калибровочной кривой. 	ОПК-1.1, ОПК-1.2, ОПК-1.3, ОПК-4.1, ОПК-4.2, ОПК-4.3

						оё). * Оценка качества подгонки (коэффициент детерминации R^2).		
3.3 Визуализация многомерных данных. Построение ROC-кривых для оценки качества диагностического метода (бинарная классификация: "болен/здоров") в Origin или Python.	3		4		7,9	* Проработка понятий: чувствительность, специфичность, порог отсечения (cut-off). * Расчет точек для ROC-кривой на основе предоставленных данных. * Вычисление площади под ROC-кривой (AUC-ROC).	<ul style="list-style-type: none"> • Защита отчета по модулю "Статистика". • Устный опрос по интерпретации ROC-кривой. • Сравнение двух диагностических методов по величине AUC. 	ОПК-1.1, ОПК-1.2, ОПК-1.3, ОПК-4.1, ОПК-4.2, ОПК-4.3
Итого по разделу			12		23,9			
Итого за семестр			36		71,9		зачёт	
Итого по дисциплине			36		71,9		зачет	

5 Образовательные технологии

Технологии практико-ориентированного обучения (Лабораторно-практические занятия с элементами исследования)

Интерактивные технологии (Технология проблемного обучения, Кейс-метод)

Технологии электронного обучения и информатизации

6 Учебно-методическое обеспечение самостоятельной работы обучающихся

Представлено в приложении 1.

7 Оценочные средства для проведения промежуточной аттестации

Представлены в приложении 2.

8 Учебно-методическое и информационное обеспечение дисциплины

а) Основная литература:

1. Плохотников, К.Э. Методы разработки математических моделей и вычислительный эксперимент на базе пакета Matlab : курс лекций / К.Э. Плохотников. - М. : СОЛОН-Пр., 2017. - 628 с. - (Библиотека студента). - ISBN 978-5-91359-211-8. - Текст : электронный. - URL: <https://znanium.ru/catalog/product/1015051> (дата обращения: 01.03.2026). – Режим доступа: по подписке.

2. Гаско, Р. Простой Python просто с нуля / Р. Гаско ; под ред. Н. Ю. Комлева. - Москва : СОЛОН-ПРЕСС, 2023. - 256 с. - (Серия «Программирование»). - ISBN 978-5-91359-334-4. - Текст : электронный. - URL: <https://znanium.ru/catalog/product/2185854> (дата обращения: 01.03.2026). – Режим доступа: по подписке.

3. Алмазова, Е. Г. Математические методы обработки медико-биологических данных : учебно-методическое пособие / Е. Г. Алмазова, И. А. Шайторова. — Сургут : СурГУ, 2025. — 70 с. — Текст : электронный // Лань : электронно-библиотечная система. — URL: <https://e.lanbook.com/book/494663> (дата обращения: 01.03.2026). — Режим доступа: для авториз. пользователей.

б) Дополнительная литература:

в) Методические указания:

г) Программное обеспечение и Интернет-ресурсы:

Программное обеспечение

Наименование ПО	№ договора	Срок действия лицензии
MS Office 2007 Professional	№ 135 от 17.09.2007	бессрочно
7Zip	свободно распространяемое ПО	бессрочно
Scilab Computation Engine	свободно распространяемое ПО	бессрочно
MathWorks MathLab v.2014 Classroom License	К-89-14 от 08.12.2014	бессрочно
Anaconda Python	свободно распространяемое ПО	бессрочно

Профессиональные базы данных и информационные справочные системы

Название курса	Ссылка
Национальная информационно-аналитическая система – Российский индекс научного цитирования (РИНЦ)	URL: https://elibrary.ru/project_risc.asp
Электронные ресурсы библиотеки МГТУ им. Г.И. Носова	https://host.megaprolib.net/MP0109/Web

9 Материально-техническое обеспечение дисциплины (модуля)

Материально-техническое обеспечение дисциплины включает:

Материально-техническое обеспечение дисциплины включает:

Аудитории для лабораторной и самостоятельной работы обучающихся.

Оснащение: персональные компьютеры с выходом в интернет и доступом в электронную образовательную среду университета.

1. Общие положения

Самостоятельная работа студентов (СРС) по дисциплине составляет **36 часов** и направлена на:

- закрепление навыков работы с пакетами прикладных программ (MATLAB, Python, Origin);
 - углубленное изучение методов цифровой обработки сигналов и статистического анализа;
 - подготовку к текущим занятиям и промежуточной аттестации;
 - выполнение индивидуальных творческих заданий и подготовку рефератов.
-

2. Учебно-методическое обеспечение подготовки к лабораторным работам

2.1. Рекомендации по работе с методическими указаниями

Для каждой лабораторной работы (№1–9) разработаны подробные методические указания, которые содержат:

- цель работы;
- краткий теоретический материал;
- детальный порядок выполнения (с листингами кода);
- индивидуальные задания;
- контрольные вопросы.

Порядок подготовки к занятию:

1. Ознакомиться с целью и теоретической частью (10–15 мин).
2. Изучить порядок выполнения, обращая внимание на ключевые функции MATLAB/Python.
3. При наличии – просмотреть видео-пример выполнения работы (доступно в ЭИОС).
4. Сформулировать вопросы преподавателю для обсуждения в начале занятия.

2.2. Вопросы для самопроверки перед защитой работы (по темам)

Тема 1–3 (Основы MATLAB, генерация сигналов, спектры)

1. Как создать вектор с шагом 0.1 от 0 до 10?
2. Чем отличается `plot` от `stem`?
3. Как выполнить быстрое преобразование Фурье?
4. Что такое частота Найквиста и почему её важно учитывать?
5. Как смоделировать сигнал ЭКГ с помощью гауссиан?

Тема 4–6 (Фильтрация)

1. Какие типы цифровых фильтров вы знаете?
2. В чем отличие `filter` от `filtfilt`?
3. Как выбрать частоту среза для ФВЧ при обработке ЭКГ?
4. Что такое адаптивный порог и для чего он нужен?
5. Как оценить эффективность фильтрации с помощью SNR?

Тема 7–9 (Статистика и анализ в Origin)

1. Какие статистические показатели характеризуют разброс данных?
2. Что означает $p < 0.05$ в тесте на нормальность?
3. Как интерпретировать значение R^2 в регрессии?
4. Что такое ROC-кривая и для чего используется AUC?
5. Как по box plot определить наличие выбросов?

3. Индивидуальные задания для углубленной проработки (рефераты/мини-проекты)

Каждый студент выбирает одну тему (по согласованию с преподавателем) и готовит работу объемом 5–10 страниц + презентация на 5–7 минут. Защита проекта проводится на последнем занятии или на зачетной неделе.

Тематика рефератов/проектов

№	Название темы	Краткое содержание	Рекомендуемые источники
1	Сравнение методов фильтрации ЭКГ-сигналов	Обзор фильтров Баттерворта, Чебышева, эллиптических. Реализация в MATLAB, сравнение искажений.	Рангайян Р. «Обработка биомедицинских сигналов»
2	Автоматическое детектирование R-зубцов: алгоритмы и реализация	Анализ алгоритмов Пана-Томпкинса, вейвлет-преобразование. Реализация детектора в Python.	Статьи IEEE, PhysioNet
3	Применение вейвлет-преобразования для анализа ЭЭГ	Теория вейвлетов, выделение ритмов (альфа, бета, тета), анализ	MATLAB Wavelet Toolbox Guide

№	Название темы	Краткое содержание	Рекомендуемые источники
		эпилептиформной активности.	
4	Методы удаления артефактов движения в пульсоксиметрии	Анализ источников артефактов, адаптивная фильтрация (LMS, RLS).	Сергиенко А.Б. «Цифровая обработка сигналов»
5	Анализ variability сердечного ритма (BCP) в MATLAB	Расчет временных и частотных показателей BCP, построение скаттерограмм.	Руководство European Society of Cardiology по BCP
6	Разработка программы для калибровки датчиков медицинского оборудования	Интерфейс в MATLAB App Designer, линейная и нелинейная регрессия, оценка погрешностей.	Документация MATLAB App Designer
7	Классификация паттернов ЭКГ с помощью нейронных сетей в Python	Использование TensorFlow/Keras для различения нормального ритма и аритмии на датасете MIT-BIH.	Документация TensorFlow, примеры Kaggle
8	ROC-анализ в оценке диагностических тестов	Теоретические основы, построение кривых в Python (scikit-learn), сравнение AUC.	Документация scikit-learn
9	Спектральный анализ пульсовых волн для оценки жесткости сосудов	Вычисление индексов отражения, анализ гармоник пульсовой волны.	Статьи по фотоплетизмографии
10	Обработка изображений в медицинской диагностике (введение)	Фильтрация изображений, выделение контуров, сегментация на примере рентгеновских снимков (MATLAB Image Toolbox).	Гонсалес Р. «Цифровая обработка изображений»

Требования к реферату/проекту

1. Структура:

- Титульный лист.
- Введение (актуальность, цель, задачи).
- Теоретическая часть (обзор методов).
- Практическая часть (реализация алгоритма, скриншоты, графики, код).
- Заключение (выводы).
- Список литературы (не менее 5 источников).

2. Технические требования:

- Объем: 5–10 страниц (без учета кода).
- Шрифт: Times New Roman, 14 пт, интервал 1.5.
- Код оформляется как приложение или вставляется с подсветкой синтаксиса.
- Обязательны ссылки на использованные источники.

3. Критерии оценки:

- Глубина проработки теории (до 5 баллов).
- Работоспособность кода и корректность результатов (до 5 баллов).
- Качество оформления и защита (презентация, ответы на вопросы) – до 5 баллов.
- Максимум 15 баллов (добавляются к рейтингу).

Программное обеспечение для самостоятельной работы

ПО	Где используется
MATLAB (с тулбоксами Signal Processing, Statistics)	ЛР №1–6, №10
Python (Anaconda, библиотеки numpy, scipy, matplotlib, sklearn)	ЛР №10–11
OriginPro	ЛР №7–9
Scilab	Аналог MATLAB для ЛР №1–3

4. Методические рекомендации по подготовке к промежуточной аттестации

4.1. Перечень вопросов к зачету

Модуль 1 (Основы MATLAB, генерация, спектры)

1. Основные типы данных в MATLAB. Операции с матрицами.
2. Способы генерации сигналов (синусоида, меандр, шум).
3. Дискретное преобразование Фурье и его свойства.
4. Теорема Котельникова. Понятие алиасинга.
5. Построение графиков в MATLAB (plot, subplot, настройка осей).

Модуль 2 (Фильтрация)

6. Классификация цифровых фильтров (КИХ/БИХ).
7. Режекторный фильтр: назначение, проектирование в MATLAB.
8. Фильтры верхних и нижних частот. Выбор частоты среза.
9. Методы устранения дрейфа изолинии.
10. Оценка эффективности фильтрации (SNR, визуальный анализ).

Модуль 3 (Статистика и анализ данных)

11. Описательная статистика: среднее, медиана, дисперсия, квартили.
12. Проверка нормальности распределения (критерии, графики).
13. Линейная и нелинейная регрессия. Коэффициент детерминации.
14. ROC-анализ: чувствительность, специфичность, AUC.
15. Визуализация данных в Origin (box plot, гистограммы).

4.2. Типовое итоговое задание (кейс)

Задание: Выдать студенту файл `final_case_<номер>.mat`, содержащий запись физиологического сигнала (ЭКГ, пульс или ЭЭГ) и текстовое описание условий регистрации (например: «Запись ЭКГ в условиях движения пациента, присутствует сетевая помеха»).

Требуется:

1. Загрузить данные в MATLAB/Python.
2. Провести спектральный анализ, определить частоты помех.
3. Спроектировать фильтр для подавления помех (обосновать выбор типа фильтра и частот среза).
4. Применить фильтр, визуализировать результат до и после.
5. Если сигнал ЭКГ – найти R-зубцы и вычислить ЧСС.
6. Оформить отчет с графиками и выводами.

Время выполнения: 45 минут.

а) Планируемые результаты обучения и оценочные средства для проведения промежуточной аттестации:

Структурный элемент компетенции	Планируемые результаты обучения	Оценочные средства
<p>ОПК-1: Способен применять естественнонаучные и общеинженерные знания, методы математического анализа и моделирования в инженерной деятельности, связанной с проектированием и конструированием, технологиями производства приборов и комплексов широкого назначения</p>		
<p>ОПК-1.1</p>	<p>Применяет знания математики в инженерной практике при моделировании</p>	<p>Задание 1.1.1 (Моделирование сигнала на основе рядов Фурье)</p> <p>Условие: Известно, что периодический сигнал частотой 1 Гц может быть представлен рядом Фурье. Смоделируйте в MATLAB сигнал, являющийся суммой первых трёх гармоник (1, 3 и 5 Гц) с амплитудами 1, 0.5 и 0.3 соответственно. Постройте его спектр (БПФ) и убедитесь, что пики соответствуют заданным частотам. При каком условии сумма гармоник может аппроксимировать сигнал, похожий на импульсную волну?</p> <p>Задание 1.1.2 (Дискретизация и теорема Котельникова)</p> <p>Условие: Дан аналоговый сигнал, содержащий частоты 30 Гц и 80 Гц. Инженер оцифровал его с частотой дискретизации 100 Гц. Используя MATLAB, промоделируйте этот процесс (сгенерируйте сигнал с очень высокой частотой, затем выполните прореживание). Какие частоты будут видны на спектре после оцифровки? Объясните результат с точки зрения теоремы Котельникова.</p> <p>Задание 1.1.3 (Математическая модель ЭКГ)</p> <p>Условие: Используя математическую модель ЭКГ (сумма гауссиан), постройте один кардиоцикл с параметрами: ЧСС = 75 уд/мин, амплитуда R-зубца = 1.5 мВ, длительность QRS-комплекса = 0.1 с. Рассчитайте, во сколько раз изменится ширина спектра сигнала, если длительность QRS уменьшится до 0.06 с. Ответ подтвердите графиками спектров в MATLAB.</p>

<p>ОПК-1.2</p>	<p>Применяет знания естественных наук в инженерной практике</p>	<p>Задание 1.2.1 (Физиологический смысл спектра ЭКГ)</p> <p>Условие: Вам предоставлена запись ЭКГ пациента. Спектральный анализ показал наличие мощной низкочастотной составляющей (< 0.5 Гц). С чем может быть связано её появление с точки зрения физиологии пациента (дыхание, движение, потоотделение)? Предложите метод её устранения, не нарушающий форму QRS-комплекса.</p> <p>Задание 1.2.2 (Калибровка датчика давления)</p> <p>Условие: При калибровке тензOMETрического датчика давления получена зависимость выходного напряжения (U, мВ) от приложенного давления (P, мм рт. ст.): при $P=0$, $U=2$ мВ (смещение нуля); при $P=100$, $U=22$ мВ. Считая характеристику линейной, определите чувствительность датчика (мВ/мм рт. ст.). Какое давление будет соответствовать напряжению 15 мВ? Как влияет температура на такую калибровку (с точки зрения физики)?</p> <p>Задание 1.2.3 (Моделирование дрейфа изолинии)</p> <p>Условие: Дрейф изолинии в ЭКГ часто вызывается дыхательными движениями пациента (частота дыхания $\approx 0.2-0.3$ Гц). Сгенерируйте чистый ЭКГ-сигнал и добавьте к нему низкочастотную синусоиду частотой 0.25 Гц. Спроектируйте фильтр верхних частот, который удалит этот дрейф, но сохранит остальной сигнал. Обоснуйте выбор частоты среза.</p>
----------------	---	--

ОПК-1.3	Применяет общеинженерные знания, в инженерной деятельности	<p>Задание 1.3.1 (Выбор типа фильтра)</p> <p>Условие: При разработке портативного кардиомонитора необходимо подавить высокочастотный мышечный тремор (частоты выше 150 Гц) и сетевую помеху 50 Гц, но сохранить диагностически значимые частоты до 100 Гц. Предложите структурную схему обработки сигнала (какие фильтры и в каком порядке нужно использовать). Ответ обоснуйте с инженерной точки зрения.</p> <p>Задание 1.3.2 (Расчёт частоты дискретизации)</p> <p>Условие: Микроконтроллер в медицинском приборе имеет ограниченную производительность. Для анализа пульсовой волны достаточно частот до 40 Гц. Какую минимальную частоту дискретизации вы выберете, чтобы избежать алиасинга и почему? Какой запас по частоте (коэффициент запаса) обычно закладывают инженеры и для чего?</p> <p>Задание 1.3.3 (Оценка погрешности измерения ЧСС)</p> <p>Условие: Алгоритм детектирования R-зубцов на ЭКГ находит пики с точностью до одного отсчёта. Частота дискретизации 500 Гц. Оцените абсолютную и относительную погрешность измерения интервала RR (время между двумя ударами), если истинный интервал составляет 0.8 с. Как изменится погрешность при увеличении частоты дискретизации до 1000 Гц?</p>
ОПК-4: Способен понимать принципы работы современных информационных технологий и использовать их для решения задач профессиональной деятельности		

<p>ОПК-4.1</p>	<p>Осуществляет поиск, анализ и синтез информации использованием информационных технологий</p>	<p>Задание 4.1.1 (Поиск открытых физиологических данных)</p> <p>Условие: Используя поисковые системы и базы данных (например, PhysioNet), найдите запись ЭКГ пациента с диагнозом «мерцательная аритмия». Скачайте фрагмент записи длительностью 10 секунд. Импортируйте его в MATLAB. Постройте график сигнала и подпишите на нём характерные признаки аритмии (нерегулярность ритма, отсутствие зубцов P). Кратко опишите источник данных (название базы, идентификатор записи).</p> <p>Задание 4.1.2 (Сравнение методов из научных статей)</p> <p>Условие: Найдите в электронной библиотеке (eLibrary, IEEE Xplore, PubMed) две научные статьи, посвящённые детектированию R-зубцов ЭКГ. Составьте сравнительную таблицу используемых методов (например, фильтрация, вейвлеты, нейросети). Укажите, какой метод, по мнению авторов, обеспечивает лучшую точность.</p> <p>Задание 4.1.3 (Анализ документации на прибор)</p> <p>Условие: Найдите в интернете руководство по эксплуатации (техническое описание) любого медицинского прибора, регистрирующего биосигналы (ЭКГ, ЭЭГ, пульсоксиметр). Выясните, какие требования предъявляются к частоте дискретизации и разрядности АЦП в этом приборе. Сопоставьте эти требования с теоремой Котельникова.</p>
----------------	--	--

<p>ОПК-4.2</p>	<p>Применяет технологии обработки данных, выбора данных по критериям; строит типичные модели решения предметных задач по изученным образцам</p>	<p>Задание 4.2.1 (Сегментация ЭКГ по критерию амплитуды)</p> <p>Условие: Дан массив данных ЭКГ. Используя MATLAB, выделите из всей записи только те фрагменты, где амплитуда сигнала превышает порог 0.8 от максимального значения (предположительно, это QRS-комплексы). Постройте исходный сигнал и отметьте на нём найденные фрагменты. Какие проблемы могут возникнуть при использовании только амплитудного критерия?</p> <p>Задание 4.2.2 (Выбор информативных признаков)</p> <p>Условие: Для классификации двух состояний пациента (норма и патология) рассчитаны три признака: средняя ЧСС, варибельность RR-интервалов, амплитуда Т-зубца. Предложите критерий или правило, по которому можно отобрать наиболее информативный признак для построения простейшего классификатора (порогового правила).</p> <p>Задание 4.2.3 (Построение модели по образцу)</p> <p>Условие: По аналогии с лабораторной работой №2 (моделирование ЭКГ), постройте модель дыхательного цикла, используя сумму двух гауссиан разной ширины (вдох – узкий пик, выдох – более пологий спад). Параметры подберите самостоятельно, ориентируясь на физиологическую кривую дыхания.</p> <p>Задание 4.2.4 (Фильтрация по заданным критериям)</p> <p>Условие: Дан зашумленный сигнал пульса. Известно, что полезный сигнал лежит в диапазоне 0.5–10 Гц, а помеха – это высокочастотный шум выше 20 Гц. Выберите тип фильтра и спроектируйте его в MATLAB. Оцените качество фильтрации по критерию сглаживания кривой (отсутствие высокочастотных осцилляций) и сохранения крутого фронта пульсовой волны.</p>
----------------	---	--

ОПК-4.3	Использует современные информационные технологии для решения задач профессиональной деятельности	<p>Задание 4.3.1 (Автоматизация расчёта ЧСС в MATLAB)</p> <p>Условие: Напишите функцию на MATLAB (или Python), которая на вход принимает вектор сигнала ЭКГ и частоту дискретизации, а на выходе выдаёт среднюю ЧСС за всю запись. Функция должна автоматически обнаруживать R-зубцы (используйте встроенную функцию <code>findpeaks</code> или самописный алгоритм). Протестируйте функцию на сгенерированном сигнале.</p> <p>Задание 4.3.2 (Визуализация данных в Origin с настройкой параметров)</p> <p>Условие: В Origin импортируйте таблицу с данными роста и веса 20 пациентов. Постройте точечный график зависимости веса от роста. Добавьте на график линию линейной регрессии, выведите уравнение линии и коэффициент R^2. Настройте подписи осей, легенду и экспортируйте график в формате PNG.</p> <p>Задание 4.3.3 (Применение специализированного тулбокса MATLAB)</p> <p>Условие: Используя пакет Wavelet Toolbox в MATLAB, загрузите встроенный сигнал <code>noisdopp</code> (или любой свой ЭКГ). Выполните очистку сигнала от шума с помощью вейвлет-пороговой обработки (команда <code>wdenoise</code>). Сравните результат с классической фильтрацией (ФНЧ). Какой метод лучше сохраняет локальные особенности сигнала (пики)?</p> <p>Задание 4.3.4 (Классификация с помощью библиотеки Python)</p> <p>Условие: Используя библиотеку <code>scikit-learn</code> в Python, загрузите встроенный датасет <code>load_breast_cancer</code> (или аналогичный). Обучите метод опорных векторов (SVC) для классификации. Оцените точность модели на тестовой выборке. Постройте матрицу ошибок (<code>confusion matrix</code>).</p> <p>Задание 4.3.5 (Импорт и обработка данных из Excel в MATLAB)</p> <p>Условие: В файле Excel <code>clinical_data.xlsx</code> содержатся данные пульсоксиметрии (насыщение кислородом SpO_2) для двух групп пациентов: курящие и некурящие. Импортируйте данные в MATLAB. Рассчитайте среднее значение и стандартное отклонение для каждой группы. Постройте <code>box plot</code> (используя <code>boxplot</code>) и визуально сравните распределения.</p>
---------	--	---

б) Порядок проведения промежуточной аттестации, показатели и критерии оценивания:

Промежуточная аттестация по дисциплине включает теоретические вопросы, позволяющие оценить уровень усвоения обучающимися знаний, и практические задания, выявляющие степень сформированности умений и владений, проводится в форме зачета.

Показатели и критерии оценивания:

– на оценку **«зачтено»** – обучающийся демонстрирует владение понятийным аппаратом дисциплины, понимает физический и инженерный смысл изучаемых методов обработки сигналов, успешно выполнил и защитил все лабораторные работы, умеет выбирать адекватный метод обработки данных для типовой задачи

– на оценку **«не зачтено»** – обучающийся не может сформулировать назначение основных пакетов прикладных программ и методов обработки информации, путается в базовых понятиях или не понимает, для чего применяется тот или иной алгоритм, не выполнил или не защитил лабораторные работы, не может самостоятельно выполнить простое задание по обработке данных даже при наличии методических указаний, что свидетельствует о несформированности необходимых компетенций

Методические указания к лабораторным работам по курсу

«Применение пакетов прикладных программ для обработки информации»

Для каждой лабораторной работы рекомендуется использовать следующую структуру:

1. **Титульный лист** (дисциплина, направление, профиль, составитель, год).
2. **Цель и задачи работы.**
3. **Теоретическая часть** (минимум формул и описаний, достаточный для понимания процесса).
4. **Порядок выполнения** (пошаговая инструкция).
5. **Выводы по работе**
6. **Контрольные вопросы** (для защиты).
7. **Приложение** (листинги кода-заготовки).

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №1

Знакомство с MATLAB/Scilab. Импорт и визуализация данных

1. ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Освоить интерфейс пакета MATLAB (или GNU Octave), изучить основные типы данных и операции с массивами, научиться импортировать внешние данные и строить базовые графики для визуализации сигналов.

2. ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

2.1. Среда MATLAB как калькулятор инженера

MATLAB (Matrix Laboratory) — это среда и язык программирования для технических расчетов. Основное отличие от универсальных языков (C++, Python) — ориентация на операции с матрицами. Любое число в MATLAB — это матрица размером 1x1.

2.2. Типы данных и базовые операции

- **Массивы (векторы):** $a = [1 \ 2 \ 3 \ 4]$; или $b = 1:0.5:10$; (от 1 до 10 с шагом 0.5).
- **Матрицы:** $m = [1 \ 2; \ 3 \ 4]$; (точка с запятой разделяет строки).
- **Поэлементные операции:** перед знаком операции ставится точка: $.*$, $./$, $.^$.
- *Пример:* $c = A.*B$ — умножение элементов с одинаковыми индексами.
- *Отличие:* $c = A*B$ — матричное умножение (по правилам линейной алгебры).

2.3. Импорт данных

Медицинские приборы часто сохраняют данные в текстовые файлы (CSV, TXT). Для импорта используется функция `load` (для MAT-файлов) или `readmatrix` (для текстовых файлов).

```
matlab
data = readmatrix('pulse_sensor.csv'); % Импорт данных из CSV
time = data(:, 1); % Первый столбец - время
signal = data(:, 2); % Второй столбец - сигнал
```

3. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ

Этап 1: Интерфейс и первая программа

1. Запустите MATLAB.
2. Обратите внимание на основные окна: *Command Window* (командная строка), *Workspace* (рабочая область), *Current Folder* (текущая папка).
3. В командной строке создайте переменные:

```
matlab

a = 10;
b = 2.5;
c = a / b
```

4. Создайте вектор времени t от 0 до 1 с шагом 0.01:

```
matlab

t = 0:0.01:1;
```

Этап 2: Работа с массивами

1. Создайте сигнал (синусоида частотой 5 Гц):

```
matlab

f = 5; % частота
y = sin(2*pi*f*t);
```

2. Выведите на экран первые 10 значений сигнала: $y(1:10)$.
3. Найдите максимальное и минимальное значение сигнала: $\max(y)$, $\min(y)$.
4. Добавьте шум к сигналу:

```
matlab

y_noisy = y + 0.5*randn(size(t)); % randn - белый шум
```

Этап 3: Визуализация (Графики)

1. Постройте график чистого и зашумленного сигнала на одной координатной плоскости:

```
matlab

figure; % Создать новое окно
plot(t, y, 'b-', 'LineWidth', 1.5); % Синяя линия
hold on; % Удерживать график для добавления нового
plot(t, y_noisy, 'r--', 'LineWidth', 1); % Красный пунктир
hold off;
xlabel('Время (с)');
ylabel('Амплитуда (усл. ед.)');
title('Сравнение чистого и зашумленного сигнала');
legend('Исходный сигнал', 'Сигнал с шумом');
grid on; % Включить сетку
```

Этап 4: Эмуляция медицинского прибора (Индивидуальное задание)

Преподаватель выдает каждому студенту файл `signal_<номер_варианта>.csv`. В файле два столбца: время и показания датчика (например, пульсоксиметра или акселерометра).

1. Импортируйте данные с помощью `readmatrix`.
2. Постройте график полученного сигнала.
3. Определите:
 - Длительность записи (последнее значение времени).
 - Количество отсчетов (длина вектора).
 - Примерный размах сигнала ($\max - \min$).

4. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Чем отличается операция `*` от `.*` в MATLAB?
2. Как создать вектор от 0 до 10 с шагом 0.1?
3. Для чего используется команда `hold on`?
4. Как обратиться к третьему элементу вектора?
5. Какая функция позволяет прочитать данные из текстового файла?

5. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЕТА

1. Титульный лист.
2. Цель работы.
3. Листинг кода (с комментариями).
4. Скриншот полученного графика.
5. Вывод (освоенные навыки, особенности работы).

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №2

Генерация и визуализация биомедицинских сигналов (модель ЭКГ и пульсовой волны)

1. ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Научиться создавать математические модели физиологических сигналов на примере электрокардиосигнала (ЭКГ) и пульсовой волны для последующего тестирования алгоритмов обработки.

2. ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

2.1. Модель ЭКГ (PQRST-комплекс)

Реальный ЭКГ-сигнал сложен, но для отладки фильтров и детекторов используют его упрощенную математическую модель. Один сердечный цикл состоит из:

- **P-зубец:** деполяризация предсердий (низкоамплитудный, плавный).

- **QRS-комплекс:** деполяризация желудочков (высокоамплитудный, узкий пик).
- **T-зубец:** реполяризация желудочков (средний по амплитуде, пологий).

В математическом виде комплекс можно представить как сумму нескольких гауссиан (колоколообразных функций):

```
text
ECG(t) = A_P * exp(-(t - t_P)^2 / (2*sigma_P^2)) + A_R * exp(-(t - t_R)^2 / (2*sigma_R^2)) - A_S
* exp(-(t - t_S)^2 / (2*sigma_S^2)) + A_T * exp(-(t - t_T)^2 / (2*sigma_T^2))
```

Где A — амплитуда, t — положение пика, σ — ширина зубца.

2.2. Модель пульсовой волны (фотоплетизмограмма)

Пульсовая волна имеет характерную форму с крутым фронтом (систола) и более пологим спадом (диастола). Часто моделируется суммой двух экспонент или гауссиан.

3. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ

Этап 1: Генерация одного кардиоцикла

1. Задайте частоту дискретизации $F_s = 500$ Гц.
2. Создайте временной вектор для одного цикла длительностью 1 секунда: $t = 0:1/F_s:1$.
3. Определите параметры зубцов (рекомендуемые значения):
 - P: амплитуда 0.25, центр 0.2 с, ширина 0.03.
 - R: амплитуда 1.6, центр 0.4 с, ширина 0.01.
 - S: амплитуда 0.5, центр 0.44 с, ширина 0.01 (со знаком минус).
 - T: амплитуда 0.4, центр 0.7 с, ширина 0.06.
4. Реализуйте код с использованием функции `gaussmf` или встроенной формулы гауссианы:

matlab

```
function gauss = gaussian(x, amp, center, width)
    gauss = amp * exp(-(x - center).^2 / (2*width^2));
end
```

5. Сложите все зубцы и получите один комплекс.
6. Постройте график полученного комплекса.

Этап 2: Создание ритмичной последовательности

1. Создайте пустой массив для 5 секунд записи: `ecg_5sec = zeros(1, 5*Fs)`.
2. В цикле разместите сгенерированный комплекс каждые 0.8 секунды (ЧСС = 75 уд/мин).

matlab

```
for i = 1:5
    start_idx = round((i-1)*0.8*Fs) + 1;
    end_idx = start_idx + length(ecg_cycle) - 1;
    ecg_5sec(start_idx:end_idx) = ecg_cycle;
end
```

3. Добавьте небольшой шум, чтобы модель была реалистичнее.

Этап 3: Моделирование пульсовой волны

1. Пульсовая волна описывается функцией Рэлея или искаженной гауссианой.

matlab

```
t_pulse = 0:1/Fs:0.8; % Один цикл пульса
pulse_wave = (t_pulse).*exp(-t_pulse*15); % Простая модель
pulse_wave = pulse_wave / max(pulse_wave); % Нормировка
```

2. Повторите пульсовую волну аналогично ЭКГ, но с интервалом 0.6 с (ЧСС 100 уд/мин).

4. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ

Вариант	Частота дискретизации (Гц)	ЧСС (уд/мин)	Особые условия
1	250	60	Нормальный синусовый ритм
2	500	90	Увеличенный зубец Т
3	1000	120	Тахикардия, сниженный зубец R
4	250	45	Брадикардия, широкий QRS
5	500	75	Экстрасистола (вставить внеочередной комплекс)

5. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Назовите основные зубцы ЭКГ и их физиологический смысл.
2. Почему зубец R имеет наибольшую амплитуду?
3. Что произойдет с формой сигнала при изменении частоты дискретизации?
4. Как смоделировать аритмию (нерегулярный ритм)?

6. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЕТА

1. Цель работы.
2. Параметры модели для вашего варианта.
3. Код программы.
4. График одного PQRST-комплекса и 5-секундной записи ЭКГ.
5. Анализ полученной модели (соответствие физиологии).

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №3

Спектральный анализ биомедицинских сигналов (БПФ)

1. ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Изучить частотный состав физиологических сигналов с помощью быстрого преобразования Фурье (БПФ), научиться определять доминирующие частоты и выявлять артефакты по их спектральным признакам.

2. ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

2.1. Преобразование Фурье

Любой сложный сигнал можно представить как сумму синусоид разных частот, амплитуд и фаз. Преобразование Фурье переводит сигнал из временной области (time domain) в частотную (frequency domain).

2.2. Теорема Котельникова (Найквиста-Шеннона)

Чтобы при оцифровке аналогового сигнала не произошло потери информации (искажения частоты), частота дискретизации F_s должна быть как минимум в два раза выше максимальной частоты в сигнале F_{max} :

```
text
Fs >= 2 * Fmax
```

Если это условие нарушается, возникает эффект **алиасинга** (подмена частот) — высокие частоты "маскируются" под низкие.

2.3. Быстрое преобразование Фурье (БПФ)

В MATLAB для расчета спектра используется функция `fft`. Результат БПФ — комплексный массив. Для анализа обычно используют **амплитудный спектр** (модуль комплексных чисел).

- `Y = fft(signal);` — вычисление БПФ.
- `P2 = abs(Y/L);` — двусторонний спектр (L - длина сигнала).
- `P1 = P2(1:L/2+1);` — односторонний спектр.
- `f = Fs*(0:(L/2))/L;` — вектор частот.

3. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ

Этап 1: Спектр простого сигнала

1. Сгенерируйте сумму двух синусоид: 10 Гц и 50 Гц (амплитуды 1 и 0.5). Частота дискретизации $F_s = 500$ Гц.
2. Постройте график сигнала во времени.
3. Вычислите спектр:

```
matlab

L = length(signal); % Длина сигнала
Y = fft(signal);
P2 = abs(Y/L); % Двусторонний спектр
P1 = P2(1:floor(L/2)+1);
P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1); % Удваиваем (кроме постоянной составляющей)
f = Fs*(0:(L/2))/L;
figure;
plot(f, P1);
xlabel('Частота (Гц)');
ylabel('Амплитуда');
title('Амплитудный спектр сигнала');
```

4. Убедитесь, что пики на спектре находятся точно на частотах 10 Гц и 50 Гц, а их амплитуды соответствуют заданным (1 и 0.5).

Этап 2: Спектр сигнала пульса

1. Сгенерируйте пульсовую волну из ЛР №2 (или используйте заготовку).
2. Рассчитайте её спектр.
3. Основная частота пульса (частота сердечных сокращений) – это первый низкочастотный пик (обычно 1-2 Гц, что соответствует 60-120 уд/мин). Найдите этот пик с помощью функции `findpeaks(P1, 'MinPeakHeight', 0.1*max(P1))`.
4. Сравните полученную частоту с заданной ЧСС.

Этап 3: Спектральный анализ зашумленного сигнала

1. Возьмите сигнал ЭКГ из ЛР №2 и добавьте к нему:
 - Низкочастотный дрейф: `0.2*sin(2*pi*0.3*t)`.
 - Сетевую помеху 50 Гц.
2. Постройте спектр зашумленного сигнала.
3. Определите по спектру, какие частоты принадлежат полезному сигналу (диапазон ЭКГ), а какие – помехам.

Этап 4: Исследование эффекта алиасинга

1. Создайте синусоиду с частотой 90 Гц.
2. Проведите её "псевдо-оцифровку" с разной частотой дискретизации:
 - $F_s = 200$ Гц (выполнение условия Найквиста).
 - $F_s = 100$ Гц ($F_s = 2 \cdot 45$, 90 Гц оцифровать нельзя, появится ложная частота).
3. Для $F_s = 100$ Гц построьте спектр. Вы увидите пик не на 90 Гц, а на частоте $|90 - 100| = 10$ Гц. Это и есть проявление алиасинга.

4. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ

1. Получите у преподавателя файл `unknown_signal.mat`.
2. Импортируйте сигнал.
3. Постройте его спектр.
4. Определите, из скольких синусоид состоит сигнал и какие у них частоты.
5. Сделайте вывод: можно ли было бы оцифровать этот сигнал с частотой дискретизации 100 Гц без потери информации? Ответ обоснуйте.

5. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. В чем суть преобразования Фурье?
2. Почему при спектральном анализе мы берем половину от результата `fft`?
3. Что такое "частота Найквиста"?
4. Как по спектру отличить сигнал пульса от сигнала ЭКГ?
5. Что произойдет с частотой 120 Гц, если оцифровать сигнал с частотой 200 Гц? А если с частотой 150 Гц?

6. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЕТА

1. Цель работы.
2. Листинг кода с комментариями.

3. Три рисунка: временной ряд сигнала, его спектр (с подписанными пиками).
4. Расчет частоты пульса на основе спектральных данных.
5. Вывод о соответствии теоремы Котельникова в эксперименте с алиасингом.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №4

Фильтрация ЭКГ-сигнала. Подавление сетевой помехи и анализ искажений

1. ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Изучить принципы цифровой фильтрации биомедицинских сигналов на примере подавления сетевой помехи (50 Гц) в электрокардиосигнале с помощью режекторного фильтра в среде MATLAB. Научиться оценивать искажения, вносимые фильтром в полезный сигнал.

2. ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

2.1. Природа помех в ЭКГ

При регистрации ЭКГ наиболее распространена сетевая помеха (наводка от проводов электросети 220 В, 50 Гц). Её частота – 50 Гц (в некоторых странах 60 Гц). Она накладывается на полезный сигнал (диапазон 0.05–100 Гц) и может маскировать мелкие детали, особенно низкоамплитудные зубцы Р и Т.

2.2. Режекторный (заграждающий) фильтр

Для подавления одной конкретной частоты используется режекторный фильтр. Его идеальная амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) имеет провал (бесконечное затухание) на частоте 50 Гц и не изменяет сигнал на остальных частотах. В MATLAB для создания такого фильтра удобно использовать функцию `designfilt` из пакета Signal Processing Toolbox.

2.3. Оценка искажений

Любой фильтр вносит фазовые искажения (задержку сигнала) и может «срезать» часть полезного сигнала, если его частота близка к частоте помехи (например, высокочастотные компоненты QRS-комплекса). Для борьбы с фазовыми искажениями применяют **нулевую фазовую фильтрацию** (функция `filtfilt`), которая компенсирует задержку, пропуская сигнал через фильтр дважды: в прямом и обратном направлении.

2.4. Отношение сигнал/шум (SNR)

Для количественной оценки эффективности фильтрации используют отношение сигнал/шум:

```
text
SNR = 10 * log10( P_signal / P_noise )
```

где P_{signal} – мощность полезного сигнала, P_{noise} – мощность шума. Чем выше SNR, тем чище сигнал.

3. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ

Этап 1: Подготовка данных (генерация тестового сигнала)

1. Запустите MATLAB. Создайте новый скрипт.
2. Задайте параметры сигнала:

```
matlab
```

```
Fs = 500;           % Частота дискретизации (Гц)  
t = 0:1/Fs:2;      % Время 2 секунды
```

3. Сгенерируйте «чистый» ЭКГ-подобный сигнал (упрощённая модель из ЛР №2):

```
matlab
```

```
% Модель QRS-комплекса (гауссианы)  
qrs = 2*gaussmf(t, [0.01 0.5]); % R-зубец  
t_wave = 0.2*sin(2*pi*5*t);    % T-зубец (5 Гц)  
clean_ecg = qrs + t_wave;
```

4. Смоделируйте сетевую помеху 50 Гц и добавьте её к чистому сигналу:

```
matlab
```

```
noise = 0.5*sin(2*pi*50*t); % Помеха амплитудой 0.5  
noisy_ecg = clean_ecg + noise;
```

5. Визуализируйте исходный и зашумленный сигналы:

```
matlab
```

```
figure;  
subplot(2,1,1); plot(t, clean_ecg); title('Чистый ЭКГ');  
subplot(2,1,2); plot(t, noisy_ecg); title('ЭКГ + сетевая помеха');
```

Этап 2: Проектирование режекторного фильтра

1. Используйте `designfilt` для создания фильтра:

```
matlab
```

```
d = designfilt('bandstopiir', ... % Тип: режекторный БИХ  
    'FilterOrder', 4, ... % Порядок фильтра  
    'HalfPowerFrequency1', 48, ... % Нижняя граница полосы подавления (Гц)  
    'HalfPowerFrequency2', 52, ... % Верхняя граница полосы подавления (Гц)  
    'SampleRate', Fs); % Частота дискретизации
```

2. Визуализируйте АЧХ фильтра:

```
matlab
```

```
fvtool(d); % График АЧХ
```

Убедитесь, что график имеет провал (затухание) именно на частоте 50 Гц.

Этап 3: Фильтрация сигнала

1. Выполните фильтрацию двумя способами:
 - Обычная фильтрация (с фазовым сдвигом): `filter(d, noisy_ecg);`

- Фильтрация с нулевым фазовым сдвигом (рекомендуется): `filtfilt(d, noisy_ecg)`.

2. Сравните результаты:

matlab

```
filtered_filter = filter(d, noisy_ecg);  
filtered_filtfilt = filtfilt(d, noisy_ecg);
```

```
figure;  
plot(t, clean_ecg, 'k-', 'LineWidth', 1.5); hold on;  
plot(t, filtered_filter, 'r--', 'LineWidth', 1);  
plot(t, filtered_filtfilt, 'b-', 'LineWidth', 1);  
legend('Исходный', 'filter', 'filtfilt');  
xlabel('Время (с)'); ylabel('Амплитуда');  
title('Сравнение методов фильтрации');
```

Обратите внимание: красная кривая (`filter`) сдвинута по времени относительно исходной, синяя (`filtfilt`) – нет.

Этап 4: Анализ искажений QRS-комплекса

1. Выделите один QRS-комплекс (интервал 0.4–0.6 с) на исходном и отфильтрованном (`filtfilt`) сигналах.
2. Постройте их на одном графике:

matlab

```
idx = t>=0.4 & t<=0.6;  
figure;  
plot(t(idx), clean_ecg(idx), 'k-', 'LineWidth', 2); hold on;  
plot(t(idx), filtered_filtfilt(idx), 'b--', 'LineWidth', 2);  
legend('Исходный QRS', 'После filtfilt');  
title('Искажения QRS-комплекса');
```

3. Оцените изменения амплитуды и ширины комплекса. Сделайте вывод о влиянии фильтра.

Этап 5: Оценка SNR

1. Рассчитайте SNR до и после фильтрации:

matlab

```
% Мощность сигнала (квадрат среднеквадратичного)  
P_signal = rms(clean_ecg)^2;
```

```
% Мощность шума до фильтрации  
noise_before = noisy_ecg - clean_ecg;  
P_noise_before = rms(noise_before)^2;  
SNR_before = 10*log10(P_signal / P_noise_before);
```

```
% Мощность шума после фильтрации  
noise_after = filtered_filtfilt - clean_ecg;  
P_noise_after = rms(noise_after)^2;  
SNR_after = 10*log10(P_signal / P_noise_after);
```

```
fprintf('SNR до фильтрации: %.2f дБ\n', SNR_before);  
fprintf('SNR после фильтрации: %.2f дБ\n', SNR_after);
```

- Убедитесь, что SNR увеличился.

4. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ

Вариант	Частота помехи (Гц)	Амплитуда помехи	Частота дискретизации (Гц)	Особое задание
1	50	0.3	500	Подавить помеху, измерить ЧСС до и после
2	60	0.8	1000	Сравнить фильтры 2-го и 4-го порядка
3	50 + 60	0.5 (каждая)	500	Спроектировать фильтр для подавления двух частот
4	50	1.0	250	Исследовать влияние низкой F_s на качество фильтрации
5	Реальный файл <code>ecg_real.csv</code>	–	–	Определить частоту помехи по спектру и подавить её

5. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

- Почему фильтр называется «режекторным»?
- В чём разница между функциями `filter` и `filtfilt`? Почему для медицинских сигналов предпочтительнее `filtfilt`?
- Что произойдёт с зубцами ЭКГ, если частоту среза фильтра установить слишком близко к частоте QRS (например, 40–45 Гц)?
- Как изменится АЧХ при увеличении порядка фильтра?
- Что такое SNR и как его улучшение связано с качеством диагностики?

6. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЁТА

- Титульный лист.
- Цель работы.
- Листинг программы с комментариями.
- Графики: исходный сигнал, спектр помехи, АЧХ фильтра, сигнал после фильтрации, сравнение QRS-комплексов.
- Расчёт SNR до и после фильтрации.
- Выводы (достигнуто ли подавление, какие искажения возникли).

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №5

Устранение дрейфа нуля и высокочастотных шумов

1. ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Освоить методы подавления низкочастотных (дрейф изолинии) и высокочастотных (мышечный тремор) помех с помощью фильтров верхних и нижних частот, научиться проектировать полосовой фильтр для выделения диагностического диапазона ЭКГ.

2. ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

2.1. Дрейф изолинии

Это медленное изменение базовой линии сигнала, вызванное движением пациента, дыханием или нестабильностью электродов. Частота дрейфа обычно ниже 0.5 Гц. Для его подавления используют **фильтр верхних частот (ФВЧ)**, который пропускает высокие частоты и ослабляет низкие.

2.2. Высокочастотный шум (мышечный тремор)

Вызван мышечной активностью, имеет широкий спектр (обычно выше 100 Гц). Для его подавления применяют **фильтр нижних частот (ФНЧ)**.

2.3. Полосовой фильтр

Для ЭКГ диагностический диапазон составляет примерно 0.5–100 Гц. Оптимальным решением является каскадное соединение ФВЧ и ФНЧ (полосовой фильтр).

3. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ

Этап 1: Генерация сигнала с комплексными помехами

1. Создайте чистый ЭКГ-сигнал (аналогично ЛР №4).
2. Добавьте дрейф изолинии (низкочастотная синусоида):

```
matlab
```

```
drift = 0.3*sin(2*pi*0.2*t);           % Частота дрейфа 0.2 Гц
```

3. Добавьте высокочастотный шум:

```
matlab
```

```
hf_noise = 0.2*randn(size(t));        % Белый шум  
% Для имитации мышечного тремора можно пропустить шум через ФНЧ 100 Гц
```

4. Сформируйте реальный сигнал:

```
matlab
```

```
real_ecg = clean_ecg + drift + hf_noise;
```

Этап 2: Проектирование ФВЧ для удаления дрейфа

1. Спроектируйте фильтр верхних частот с частотой среза 0.5 Гц:

matlab

```
hp_filter = designfilt('highpassiir', ...  
    'FilterOrder', 4, ...  
    'HalfPowerFrequency', 0.5, ...  
    'SampleRate', Fs);
```

2. Примените фильтр: `ecg_no_drift = filtfilt(hp_filter, real_ecg);`.
3. Постройте графики: исходный сигнал с дрейфом и сигнал после ФВЧ.

Этап 3: Проектирование ФНЧ для удаления высокочастотного шума

1. Спроектируйте фильтр нижних частот с частотой среза 100 Гц:

matlab

```
lp_filter = designfilt('lowpassiir', ...  
    'FilterOrder', 6, ...  
    'HalfPowerFrequency', 100, ...  
    'SampleRate', Fs);
```

2. Примените фильтр к сигналу без дрейфа: `ecg_filtered = filtfilt(lp_filter, ecg_no_drift);`.

Этап 4: Полосовая фильтрация (оптимальный вариант)

1. Создайте полосовой фильтр одной командой:

matlab

```
bp_filter = designfilt('bandpassiir', ...  
    'FilterOrder', 4, ...  
    'HalfPowerFrequency1', 0.5, ...  
    'HalfPowerFrequency2', 100, ...  
    'SampleRate', Fs);
```

2. Примените его к исходному сигналу: `ecg_bandpass = filtfilt(bp_filter, real_ecg);`.
3. Сравните результат каскадной фильтрации и полосовой.

Этап 5: Анализ качества очистки

1. Визуализируйте все этапы на одном рисунке (4 графика).
2. Рассчитайте SNR для сигнала после полосовой фильтрации.
3. Сделайте вывод о том, какая помеха подавляется лучше.

4. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ

1. Получите у преподавателя файл `patient_<номер>.mat` с реальной записью ЭКГ, содержащей дрейф и мышечный шум.
2. Постройте спектр сигнала, определите границы частот дрейфа и полезного сигнала.
3. Подберите оптимальные частоты среза для ФВЧ и ФНЧ.
4. Очистите сигнал и представьте результаты.

5. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Какие физиологические процессы вызывают дрейф изолинии?
2. Почему нельзя просто вычесть среднее значение для удаления дрейфа?
3. Как выбрать частоту среза ФВЧ для ЭКГ? Что будет, если установить её слишком высокой (например, 5 Гц)?
4. Чем отличается фильтр Баттерворта от фильтра Чебышева?
5. Какой порядок фильтра лучше использовать и почему?

6. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЁТА

1. Цель работы.
 2. Листинг кода.
 3. Графики исходного сигнала, спектра, результатов фильтрации.
 4. Обоснование выбора частот среза.
 5. Выводы.
-

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №6

Выделение информативных фрагментов (детектор R-зубцов)

1. ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Разработать простой алгоритм детектирования R-зубцов ЭКГ на основе адаптивного порога, научиться вычислять частоту сердечных сокращений (ЧСС).

2. ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

2.1. Задача детектирования

Для анализа variability сердечного ритма необходимо точно определять моменты появления R-зубцов (самых высоких пиков ЭКГ).

2.2. Адаптивный порог

Использование фиксированного порога невозможно, так как амплитуда сигнала меняется со временем. Адаптивный порог пересчитывается на каждом участке сигнала:

```
text  
threshold = k * max(signal(window))
```

или с использованием скользящего среднего.

2.3. Рефрактерный период

После обнаружения R-зубца в течение 200–300 мс новые пики не ищутся (физиологически сердце не может сокращаться чаще).

3. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ

Этап 1: Загрузка или генерация сигнала

1. Используйте сигнал ЭКГ из ЛР №5 (после фильтрации).
2. Убедитесь, что сигнал чистый и R-зубцы хорошо видны.

Этап 2: Поиск локальных максимумов

1. Найдите все пики с помощью функции `findpeaks`:

matlab

```
[pks, locs] = findpeaks(ecg_filtered, 'MinPeakHeight', 0.5*max(ecg_filtered));
```

2. Визуализируйте найденные пики:

matlab

```
plot(t, ecg_filtered, t(locs), pks, 'ro');
```

Этап 3: Реализация адаптивного порога

1. Разбейте сигнал на окна длиной 1 секунду.
2. Для каждого окна определите порог как 60% от максимального значения в окне.
3. Найдите пики, превышающие порог.

matlab

```
window_len = 1*Fs; % 1 секунда
threshold = zeros(size(t));
for i = 1:window_len:length(t)-window_len
    segment = ecg_filtered(i:i+window_len-1);
    thresh_val = 0.6 * max(segment);
    threshold(i:i+window_len-1) = thresh_val;
end
```

4. Найдите моменты, где сигнал превышает порог и является локальным максимумом.

Этап 4: Учёт рефрактерного периода

1. После нахождения пика исключите следующие 0.25 секунды из поиска.
2. Реализуйте алгоритм, который проходит по сигналу последовательно.

Этап 5: Расчёт ЧСС

1. Вычислите интервалы между последовательными R-зубцами (RR-интервалы).
2. Переведите средний RR-интервал в ЧСС:

text

```
ЧСС = 60 / mean(RR_interval)
```

3. Сравните с заданной ЧСС (если сигнал синтезированный).

4. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ

Вариант	Тип сигнала	Задача
---------	-------------	--------

Вариант	Тип сигнала	Задача
1	Нормальный ЭКГ	Найти все R-зубцы, вычислить ЧСС
2	ЭКГ с экстрасистолами	Обнаружить внеочередные сокращения
3	ЭКГ с низкой амплитудой	Адаптировать порог для слабых сигналов
4	ЭКГ с шумом	Оценить точность детектирования при SNR=10 дБ
5	Реальный сигнал <code>arrhythmia.mat</code>	Построить скаттерограмму RR-интервалов

5. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Почему нельзя использовать фиксированный порог для детектирования?
2. Что такое рефрактерный период и зачем его учитывать?
3. Как изменится работа детектора при наличии T-зубца большой амплитуды?
4. Какие ещё методы детектирования R-зубцов существуют?

6. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЁТА

1. Цель работы.
2. Описание алгоритма.
3. Листинг кода.
4. График с отмеченными R-зубцами.
5. Вычисленное значение ЧСС.
6. Выводы.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №7

Статистическая обработка результатов измерений в Origin

1. ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Освоить методы первичной статистической обработки медико-биологических данных в пакете Origin: расчёт описательных статистик, проверка нормальности распределения, визуализация с помощью гистограмм и ящиков с усами.

2. ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

2.1. Описательная статистика

- **Среднее арифметическое:** мера центральной тенденции.
- **Медиана:** значение, делящее выборку пополам (устойчива к выбросам).

- **Стандартное отклонение (SD):** мера разброса данных.
- **Квартили:** Q1 (25%), Q2 (медиана), Q3 (75%). Межквартильный размах $IQR = Q3 - Q1$.

2.2. Проверка нормальности

Многие статистические критерии (например, t-критерий) требуют нормального распределения данных. Способы проверки:

- Визуальный (гистограмма, Q-Q plot).
- Критерий Шапиро–Уилка (для малых выборок).
- Критерий Колмогорова–Смирнова.

2.3. Визуализация

- **Гистограмма:** показывает частоту попадания значений в интервалы.
- **Box plot (ящик с усами):** отображает медиану, квартили и выбросы.

3. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ

Этап 1: Загрузка данных в Origin

1. Откройте Origin.
2. Импортируйте файл `clinical_data.xlsx` (или создайте таблицу вручную).
Файл содержит две группы пациентов: контрольная (здоровые) и опытная (с гипертонией). Для каждого измерено систолическое давление.

Этап 2: Расчёт описательных статистик

1. Выделите столбец с данными контрольной группы.
2. Меню: `Statistics` → `Descriptive Statistics` → `Statistics on Columns`.
3. В отчёте найдите: Mean, Median, Standard Deviation, SE, Minimum, Maximum.
4. Повторите для опытной группы.
5. Запишите результаты в таблицу.

Этап 3: Проверка нормальности распределения

1. Меню: `Statistics` → `Descriptive Statistics` → `Normality Test`.
2. Выберите данные контрольной группы.
3. В результатах найдите значение p для критерия Шапиро–Уилка.
 - Если $p > 0.05$, распределение не отличается от нормального.
 - Если $p < 0.05$, распределение ненормальное.
4. Повторите для опытной группы.
5. Сделайте вывод: можно ли применять параметрические критерии?

Этап 4: Визуализация

1. **Гистограмма:**
 - Выделите данные контрольной группы.
 - Меню: `Plot` → `Statistics` → `Histogram`.
 - Настройте число бинов (например, 10).
2. **Box plot (сравнение двух групп):**
 - Выделите оба столбца с данными.

- Меню: Plot → Statistics → Box Chart.
 - Полученный график наглядно показывает различия медиан и разброса.
3. Экспортируйте графики в отчёт (File → Export Graphs).

Этап 5: Интерпретация

1. Ответьте на вопросы:
- В какой группе давление выше?
 - Есть ли выбросы (точки за пределами "усов" на box plot)?
 - Можно ли считать, что давление в группах распределено нормально?

4. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ

Каждый студент получает свой набор данных (например, зависимость уровня глюкозы от возраста, рост и вес пациентов, данные пульсоксиметрии). Задача: провести полный статистический анализ и сделать вывод о наличии или отсутствии различий между группами.

5. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Чем медиана отличается от среднего арифметического?
2. В каких случаях медиана предпочтительнее среднего?
3. Что такое p-value в тесте на нормальность?
4. Как по box plot определить наличие выбросов?
5. Почему важно проверять нормальность распределения перед применением t-критерия?

6. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЁТА

1. Цель работы.
2. Исходные данные (таблица).
3. Результаты описательной статистики (таблица).
4. Результаты теста на нормальность.
5. Графики (гистограммы, box plot).
6. Выводы о различиях между группами.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №8

Аппроксимация и кривые «доза-эффект»

1. ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Научиться подбирать параметры регрессионных моделей для описания экспериментальных данных (калибровочные графики датчиков, кривые «доза-эффект») с использованием метода наименьших квадратов в Origin.

2. ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

2.1. Регрессионный анализ

Регрессия позволяет найти математическую зависимость между переменными. В медицинском приборостроении это часто:

- Калибровка датчика: $U = f(P)$ – зависимость напряжения от давления.
- Кривая «доза-эффект»: $E = f(C)$ – зависимость эффекта от концентрации лекарства.

2.2. Метод наименьших квадратов (МНК)

Суть метода: минимизация суммы квадратов отклонений экспериментальных точек от модельной кривой.

2.3. Коэффициент детерминации R^2

Показывает, насколько хорошо модель описывает данные:

- $R^2 = 1$ – идеальное совпадение.
- $R^2 > 0.95$ – отличная модель.
- $R^2 < 0.7$ – модель плохая, нужен другой вид зависимости.

3. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ

Этап 1: Линейная калибровка датчика давления

1. Импортируйте данные `pressure_calib.csv`. Столбцы: известное давление (P, мм рт. ст.) и выходное напряжение датчика (U, мВ).
2. Постройте точечный график (Scatter plot).
3. Выполните линейную подгонку:
 - Меню: `Analysis` → `Fitting` → `Linear Fit`.
 - В диалоге нажмите ОК.
4. В отчёте найдите:
 - Уравнение прямой: $U = a * P + b$.
 - Значение R^2 .
 - Стандартные ошибки коэффициентов.
5. Используя полученное уравнение, рассчитайте давление, соответствующее напряжению 25 мВ.

Этап 2: Нелинейная регрессия (кривая доза-эффект)

1. Импортируйте данные `dose_response.csv`. Столбцы: концентрация препарата (C, мкМ) и эффект (E, % от максимального).
2. Постройте точечный график (обычно кривая имеет S-образную форму).
3. Выполните нелинейную подгонку:
 - Меню: `Analysis` → `Fitting` → `Nonlinear Curve Fit`.
 - В окне `NLFit` выберите категорию `Growth/Sigmoidal` и функцию `Logistic`.
 - Нажмите `Fit`.
4. В отчёте найдите:
 - Параметры модели: EC50 (концентрация, дающая 50% эффекта), Hill slope.
 - График с наложенной модельной кривой.
5. Скопируйте график в отчёт.

Этап 3: Оценка качества модели

1. Проанализируйте остатки (разности между данными и моделью):
 - В отчёте NLFit перейдите на вкладку `Residuals`.
 - Постройте график остатков. Они должны случайно разбрасываться около нуля (без систематической составляющей).
2. Если остатки имеют закономерность, модель выбрана неверно.

4. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ

Вариант	Тип зависимости	Задача
1	Линейная	Калибровка термопары, найти чувствительность (мВ/°С)
2	Экспоненциальная	Кривая разряда конденсатора в дефибриляторе
3	Степенная	Зависимость доза-эффект для нового препарата
4	Логистическая	Определить EC50 для ингибитора фермента
5	Полиномиальная 2-й степени	Калибровка датчика pH с нелинейностью

5. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Что такое метод наименьших квадратов?
2. Какой смысл имеет коэффициент R^2 ?
3. Почему для калибровки датчиков важно знать не только уравнение, но и погрешности коэффициентов?
4. Что такое EC50 и как его находят по графику?
5. Как по графику остатков понять, подходит ли модель?

6. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЁТА

1. Цель работы.
2. Исходные данные (таблицы).
3. Результаты линейной и нелинейной регрессии (уравнения, R^2).
4. Графики с экспериментальными точками и подобранными кривыми.
5. Выводы о применимости моделей.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №9

Визуализация многомерных данных. Построение ROC-кривых

1. ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Изучить метод ROC-анализа для оценки качества диагностических тестов, научиться строить ROC-кривые и вычислять площадь под кривой (AUC) в Origin или Python.

2. ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

2.1. Бинарная классификация в медицине

Диагностический тест относит пациента к одной из двух групп: «болен» (1) или «здоров» (0). Результат теста обычно выражается числом (например, концентрация маркера).

2.2. Основные понятия

- **Чувствительность (Sensitivity):** доля правильно выявленных больных = $TP / (TP + FN)$.
- **Специфичность (Specificity):** доля правильно выявленных здоровых = $TN / (TN + FP)$.
- **TP (True Positive):** больной правильно определён как больной.
- **FP (False Positive):** здоровый ошибочно определён как больной.

2.3. ROC-кривая (Receiver Operating Characteristic)

График зависимости чувствительности от (1 – специфичность) при изменении порога отсечения. Чем ближе кривая к левому верхнему углу, тем лучше тест.

2.4. AUC (Area Under Curve)

Площадь под ROC-кривой:

- AUC = 1.0 – идеальный тест.
- AUC = 0.9–1.0 – отличный тест.
- AUC = 0.8–0.9 – хороший тест.
- AUC = 0.7–0.8 – средний тест.
- AUC = 0.5 – тест бесполезен (случайное угадывание).

3. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ

Этап 1: Подготовка данных (в Excel или Origin)

1. Создайте таблицу с двумя столбцами:
 - `test_result` – значение диагностического теста (например, уровень белка в крови).
 - `true_label` – истинный диагноз (1 – болен, 0 – здоров).
2. Пример данных (10 пациентов):

test_result	true_label
0.2	0
0.4	0
0.6	1

test_result	true_label
0.8	1
...	...

Этап 2: Построение ROC-кривой в Origin

1. Импортируйте данные в Origin.
2. Меню: **Statistics** → **ROC Curve**.
3. В диалоге:
 - **Data** – выберите столбец **test_result**.
 - **State** – выберите столбец **true_label**.
 - Укажите, какое значение считать положительным (обычно 1).
4. Нажмите ОК.
5. Origin построит ROC-кривую и вычислит AUC.

Этап 3: Интерпретация результатов

1. Посмотрите на значение AUC.
2. Найдите на графике точку, соответствующую порогу 0.5. Каковы чувствительность и специфичность при этом пороге?
3. Ответьте на вопрос: можно ли использовать данный тест для скрининга?

Этап 4: Сравнение двух тестов (дополнительно)

1. Если в данных есть два диагностических метода (два столбца с результатами), постройте ROC-кривые для обоих на одном графике.
2. Сравните AUC. Какой тест лучше?

4. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ

Каждый студент получает набор данных (например, уровень ПСА для диагностики рака простаты, уровень тропонина при инфаркте). Задача: построить ROC-кривую, определить оптимальный порог отсечения (максимизирующий чувствительность и специфичность), сделать вывод о применимости теста.

5. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Что такое чувствительность и специфичность?
2. Как меняются чувствительность и специфичность при изменении порога?
3. Что означает значение $AUC = 0.5$? $AUC = 1.0$?
4. Как по ROC-кривой выбрать оптимальный порог?
5. Для чего сравнивают AUC двух разных тестов?

6. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЁТА

1. Цель работы.
2. Исходные данные (таблица с результатами теста и истинными диагнозами).
3. ROC-кривая (график).

4. Значение AUC.
5. Выбранный оптимальный порог и соответствующие чувствительность и специфичность.
6. Вывод о диагностической ценности теста.