Министерство образования и науки Российской Федерации

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ «НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ НИЖЕГОРОДСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ

им. Н.И. ЛОБАЧЕВСКОГО» (ННГУ)

УДК 612.014

№ госрегистрации АААА-А16-116052310006-5

Инв.№

УТВЕРЖДАЮ   
Проректор по научной работе  
д-р физ.-мат. наук, профессор

\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_В.Б. Казанцев  
«\_\_\_»\_\_\_\_\_\_\_\_\_ \_2016 г.

ОТЧЕТ   
О НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ ОПЫТНО-КОНСТРУКТОРСКОЙ

ТЕХНИЧЕСКОЙ РАБОТЕ

*ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛЕКС «КИБЕРСЕРДЦЕ»*

этап № 2

(промежуточный)

Работа выполнена в рамках Постановления Правительства РФ от 9 апреля 2010г. №218

Шифр заявки «2015-218-06-4818»

Договор № 02.G25.31.0157 от 01 декабря 2015 г. между ООО «НИАГАРА КОМПЬЮТЕРС» и Министерством образования и науки Российской федерации об условиях предоставления и использования субсидии на реализацию комплексного проекта и по созданию высокотехнологичного производства, выполняемого с участием федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского»

Договор №Д15-11/02 от 02 ноября 2015 года между Заказчиком и ООО «НИАГАРА КОМПЬЮТЕРС»

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Ответственный исполнитель НИР, д. ф.-м. наук | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_ подпись, дата | Г.В. Осипов |

Нижний Новгород 2016СПИСОК ИСПОЛНИТЕЛЕЙ

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| **Руководитель проекта**,  Директор НИИ СКТ ННГУ,  Зав.каф. ТУиДС ИИТММ ННГУ (д.ф.-м.н.) |  | Г.В. Осипов |
| **Исполнители проекта**: |  |  |
| Ассистент каф. ТУиДС ИИТММ ННГУ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | Т.А. Леванова |
| Аспирант 2 г.о. ФСН ННГУ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | О.В. Приставченко |
| Проф. каф. МО ЭВМ ННГУ (д.т.н., доцент) | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | В.Е. Турлапов |
| Магистрант 2 г.о. ИИТММ НГНГУ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | Е.П. Васильев |
| Программист 1.кат каф. МОСТ ИТММ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | А.А. Белокаменская |
| Аспирант 2 года каф. МОСТ ИИТММ ННГУ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | С.А. Носова |
| Аспирант 2 года | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | М.М. Новожилов |
| Программист ООО «Датавижн НН» | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | А.С. Малышев |
| Студент 3 курса очного отделения ИИТММ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | М.В. Подчищаева |
| Студент 2 курса очного отделения ИИТММ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | И.Д. Кучков |
| Студент 2 курса очного отделения ИИТММ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | М.А. Доронин |
| Студент 3 курса очного отделения ИИТММ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | И.В. Храмов |
| Студент 4 курса очного отделения ИИТММ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | А.А. Рыбаков |
| Проф. каф. АГДМ ИИТММ (д.ф.-м.н., доцент) | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | Н.Ю. Золотых |
| В.н.с. каф. прикладной математики ИИТММ  (д.ф.-м.н.) | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | М.В. Иванченко |
| Проф. каф. математики Университетского колледжа Лондона (к.ф.-м.н.) | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | А.А. Заикин |
| Ст. преподаватель каф. ТУ и ДС, ИИТММ (к.ф.-м.н.) | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | Т.В. Лаптева |
| Программист лаборатории суперкомпьютерных технологий и высокопроизводительных вычислений при кафедре МОиСТ ИИТММ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | С.И. Бастраков |
| Магистрант 2 года обучения очного отделения ИИТММ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | А.И. Калякулина |
| Магистрант 2 года обучения очного отделения ИИТММ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | И.И. Юсипов |
| Студент (бакалавриат) 4 года обучения очного отделения ИТММ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | А.М. Рыблов |
| Студент (бакалавриат) 3 года обучения очного отделения ИТММ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | В.А. Москаленко |
| Студент (бакалавриат) 3 года обучения очного отделения ИТММ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | Е.С. Бровкин |
| ИП Петров В.С. | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | В.С. Петров |
| Доцент каф. МОСТ ИИТММ ННГУ  (к.т.н., доцент) | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | И.Б. Мееров |
| Аспирант 3 г.о. ИИТММ ННГУ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | А.Ю. Пирова |
| Аспирант 2 г.о. ИИТММ ННГУ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | С.А. Лебедев |
| Студент 4 курса ИИТММ ННГУ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | Д.Р. Ахмеджанов |
| Зав.лаб., Межкафедральная учебная лаборатория вычислительной техники кафедры ПИ ИИТММ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | А.В. Линев |
| Преподаватель кафедры МОСТ института ИТММ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | А.Н. Свистунов |
| Студент 4 курса ФИИТ ИИТММ ННГУ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | Д.А. Тарасов |
| ГУ СККБ, рентгено-хирург | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | И.В. Шумаков |
| ГБУЗ НО «Городская клиническая больница №5 Нижегородского района»  г. Нижнего Новгорода,  отделение хирургического лечения сложных нарушений ритма сердца и электрокардиостимуляции,  к.м.н врач сердечно-сосудистый хирург | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | А.В. Никольский |
| ГБУЗ НО ГКБ №5, сердечно-сосудистый хирург | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | К.А. Косоногов |
| ООО «Айфо-Технолоджи» | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | В.А. Осокин |
| Каф. ПИ ИИТММ ННГУ  (к.ф.-м.н., доцент) | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | Д.Е. Шапошников |
| Ведущий инженер  Лаборатории электрофизиологии и моделирования живых систем каф. ТУиДС ИИТММ ННГУ | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | Е.Е. Харьковская |
| ООО « МФИ Софт», инженер-программист | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | А.О. Глазырин |
| Нормоконтролер | \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_  (подпись, дата) | Ф.И.О. |

# Реферат

Оставлено для примера!!!!!

Отчет \_\_\_\_ с., 1 ч., \_\_\_ рис., \_\_\_\_ таб., \_\_\_ источников, \_\_\_ прил.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: СИСТЕМА ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ, МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ, СЕРДЕЧНЫЕ АРИТМИИ, ДИАГНОСТИКА И ЛЕЧЕНИЕ, ВЫСОКОПРОИЗВОДИТЕЛЬНЫЕ ВЫЧИСЛЕНИЯ, СУПЕРКОМПЬЮТЕР, БАЗА ДАННЫХ.

В отчете представлены результаты исследований, выполненных по 1 промежуточному этапу работ по Договору № 02.G25.31.0157 от 01 декабря 2015 г. между ООО «НИАГАРА КОМПЬЮТЕРС» и Министерством образования и науки Российской федерации об условиях предоставления и использования субсидии на реализацию комплексного проекта и по созданию высокотехнологичного производства, выполняемого с участием федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского» и Договору №Д15-11/02 от 02 ноября 2015 года между Заказчиком и ООО «НИАГАРА КОМПЬЮТЕРС» в рамках Постановления Правительства РФ от 9 апреля 2010г. №218.

Объектом исследования является функциональное состояние сердечно-сосудистой системы человека в норме и при патологии.

Цель НИОКТР «Программно-аппаратный комплекс «Киберсердце» (Паккард)» - создание интеллектуального программно-аппаратного комплекса «Киберсердце» для получения, хранения и анализа кардиологических данных. Разрабатываемый программно-аппаратный комплекс «Киберсердце» (далее - Комплекс) предназначен для автоматизирования диагностики сердечных аритмий и автоматизировании (до определенной степени) выработки методик возможного лечения конкретных пациентов.

Методология проведения работ: используются методы математического моделирования, компьютерной графики и научной визуализации, машинного обучения и цифровой обработки сигналов, технологии баз данных и системного программирования.

В ходе первого этапа проекта были выполнены следующие научно-исследовательские, опытно-конструкторские и технологические работы, затраты на которые подлежат возмещению за счет средств субсидии, в том числе:

а) Выполнен аналитический обзор современной научно-технической, нормативной, методической литературы, затрагивающей изучаемую проблему создания программно-аппаратного комплекса "Киберсердце";

б) Проведено обоснование выбора направлений исследований;

в) Выполнены теоретические исследования, в том числе:

1) Исследования вариантов и проблем создания Комплекса

2) Разработана концепция Комплекса по ГОСТ 34.601-90;

3) Проведено исследование вариантов и проблем создания составных частей Комплекса: ПП "Мобильный кабинет", ПП "Кардиомодель", ПП "Реконструкция", ПП "Диагностика", ПП "Лечение", ПП "Кардиобаза"

4) Разработаны схемы архитектуры составных частей Комплекса: ПП "Мобильный кабинет", ПП "Кардиомодель", ПП "Реконструкция", ПП "Диагностика", ПП "Лечение".

г) Проведены патентные исследования по ГОСТ 15.011-96.

Результаты 1 и 4 работ, затраты на которые подлежат возмещению за счет средств субсидии, получены основным исполнителем. Результаты 2 и 3 работ, затраты на которые подлежат возмещению за счет средств субсидии, получены совместно с соисполнителем.

В результате выполнения научно-исследовательских, опытно-конструкторских и технологических работ поставленные цели достигнуты полностью. Поставленные задачи выполнены в срок и в полном объеме. Все результаты соответствуют мировому уровню или превосходят его.

Потенциальными потребителями разрабатываемого Комплекса являются фармацевтические компании, медицинские учреждения, институты и лаборатории России.

При решении поставленных задач получен ряд важных результатов, котрорые будут использованы при выполнении дальнейших запланированных работ по проекту.

# Содержание

[Реферат 6](#_Toc464476554)

[Содержание 8](#_Toc464476555)

[Обозначения и сокращения 10](#_Toc464476556)

[Введение 11](#_Toc464476557)

[1 Исследования в области реализации программных модулей 12](#_Toc464476558)

[1.1 Введение 12](#_Toc464476559)

[1.2 Программный пакет «Кардиомодель» 12](#_Toc464476560)

[1.2.1 Общие сведения 12](#_Toc464476561)

[1.2.2 Используемые математические методы и инфологические модели. Сравнение с аналогами. 14](#_Toc464476562)

[1.2.3 Архитектура и алгоритмы пакета 16](#_Toc464476563)

[1.2.4 Структура программы с описанием функций составных частей и связи между ними 19](#_Toc464476564)

[1.3 Программный пакет «Реконструкция» 24](#_Toc464476565)

[1.3.1.1 Архитектура и алгоритмы пакета 24](#_Toc464476566)

[1.3.1.2 Используемые математические методы и инфологические модели. Сравнение с аналогами. 25](#_Toc464476567)

[1.3.1.3 Структура программы с описанием функций составных частей и связи между ними 25](#_Toc464476568)

[1.4 Программный пакет «Реконструкция» 25](#_Toc464476569)

[1.4.1.1 Архитектура и алгоритмы пакета 25](#_Toc464476570)

[1.4.1.2 Используемые математические методы и инфологические модели. Сравнение с аналогами. 25](#_Toc464476571)

[1.4.1.3 Структура программы с описанием функций составных частей и связи между ними 25](#_Toc464476572)

[1.5 Программный пакет «Лечение» 25](#_Toc464476573)

[1.5.1.1 Архитектура и алгоритмы пакета 25](#_Toc464476574)

[1.5.1.2 Используемые математические методы и инфологические модели. Сравнение с аналогами. 25](#_Toc464476575)

[1.5.1.3 Структура программы с описанием функций составных частей и связи между ними 25](#_Toc464476576)

[1.6 Программный модуль «Мобильный кабинет» 25](#_Toc464476577)

[1.6.1.1 Архитектура и алгоритмы пакета 25](#_Toc464476578)

[1.6.1.2 Используемые математические методы и инфологические модели. Сравнение с аналогами. 25](#_Toc464476579)

[1.6.1.3 Структура программы с описанием функций составных частей и связи между ними 25](#_Toc464476580)

[2 Разработка базы данных 43](#_Toc464476581)

[2.1 Проектирование базы данных 43](#_Toc464476582)

[2.1.1 Структура исходной и выходной информации. Модель «сущность-связь». 43](#_Toc464476583)

[2.1.2 Логическая структура базы 43](#_Toc464476584)

[2.2 Разработка модели функционирования в архитектуре «клиент-сервер» 43](#_Toc464476585)

[3 Анализ процесса и концепции интеграции программных пакетов 44](#_Toc464476586)

[3.1 Требования к интеграции и принципы объединения 44](#_Toc464476587)

[3.2 Анализ и выбор архитектуры интеграции 44](#_Toc464476588)

# Обозначения и сокращения

АД – артериальное давление;

…

# Введение

# Исследования в области реализации программных модулей

## Введение

В данном разделе представлены результаты исследований в области реализации программных модулей ПАК «Киберсердце». По каждому модулю даны общие сведения о его назначении, приведен перечень сторонних программных пакетов, необходимых для его функционирования, перечислены основные технологии и средства разработки, включая технологии параллельных вычислений. Сформулированы основные математические модели, кратко обобщена информация о планируемых к применению методах их исследования. Для реализации требуемой функциональности спроектирована архитектура программных модулей, описаны основные алгоритмы, преимущественно реализующие математические методы исследования моделей. Дано краткое описание основных принципов программной реализации, включая вопросы интеграции и обмена данными.

## Программный пакет «Кардиомодель»

### Общие сведения

Программный модуль «Кардиомодель» является составной частью программно-аппаратного комплекса «Киберсердце» и в основном предназначен для проведения исследований в области изучения динамики сердечной мышцы. Так, данный программный модуль, получая на вход трехмерное сегментированное описание сердца в виде тетраэдрической сетки, а также модельные значения параметров, должен позволять проводить численное моделирование электрофизиологических процессов, происходящих в сердце, с точностью до моделей, описанных в научной литературе.

Обзор литературы, выполненный на первом этапе работ [ЗДЕСЬ Д.Б, ССЫЛКА НА ОТЧЕТ ПЕРВОГО ЭТАПА], показал, что в настоящее время в мире работают несколько научных групп, занимающихся моделированием электрофизиологической и электромеханической активности сердца. Отметим наиболее известные работы. В лаборатории Computational Cardiology Lab в университете Джона Хопкинса под руководством Натальи Траяновой ведутся работы по моделированию активности всего сердца, построению персонализированных моделей сердца, а также приложению моделирования к диагностированию некоторых заболеваний [9]. В 2014 г. Н. Траянова, Г. Планк и E. Вигмонд представили коммерческий пакет CardioSolv (<http://www.cardiosolv.com/>), выполняющий моделирование сердечной активности и диагностирование некоторых сердечно-сосудистых заболеваний. В суперкомпьютерном центре Барселоны исследования ведутся под руководством М. Васкеса и Г. Хаузо. Разработанный там пакет Alya Red CCM [7] позволяет выполнить моделирование всего сердца, а также моделирование потоков крови. В лаборатории REO французского института INRIA работает группа под руководством Ж.-Ф. Гербо. Разработанный там программный комплекс позволяет выполнять электрофизиологическое моделирование и моделирование кардиограммы [8]. Указанные разработки являются закрытыми и отсутствуют в открытом доступе. Исключением является программный комплекс Chaste, разрабатываемый в университете Оксфорда (<http://www.cs.ox.ac.uk/chaste/cardiac_index.html>) Р. Бодасом, П. Пафманатаном, Г. Мирамсом и др. Программный комплекс Chaste выполняет электрофизиологическое и электромеханическое моделирование сердца. В целом, проведенный на первом этапе проекта анализ показал наличие значительной публикационной активности в рассматриваемой предметной области, что подтверждает существенный интерес научного сообщества к разрабатываемой в рамках проекта тематике. Несмотря на наличие ряда программных разработок, позволяющих проводить численное моделирование различных процессов, происходящих в сердце человека, проблему нельзя считать полностью решенной. Учитывая потенциально широкую сферу применения моделирования сердечной активности, разработка и программная реализация отечественной компьютерной модели сердца в рамках ПП «Кардиомодель» представляется актуальной задачей.

Архитектура ПП «Кардиомодель» проектируется в рамках объектно-ориентированной методологии с выделением основных подсистем с четко описанными интерфейсами. Разработка гибкой архитектуры позволит в дальнейшем развивать ПП «Кардиомодель» в сторону расширения поддерживаемых моделей, численных методов и средств анализа результатов. При этом основные подсистемы, ответственные за выполнение расчетов на современных вычислительных системах, реализованы на языке программирования C++. Для подсистем ввода/вывода и конфигурирования допускается использование скриптовых языков. Распараллеливание для систем с распределенной памятью выполняется при помощи технологии MPI, для систем с общей памятью – при помощи технологии OpenMP.

Для функционирования программного модуля «Кардиомодель» необходимо следующее стороннее программное обеспечение:

* Библиотека VTK (http://www.vtk.org/), для сохранения данных моделирования в специализированном формате с целью последующей визуализации.
* Библиотека PETSc (https://www.mcs.anl.gov/petsc/), содержащая реализацию ряда решателей разреженных СЛАУ для кластерных систем.
* Библиотека ParMetis (<http://glaros.dtc.umn.edu/gkhome/metis/parmetis/overview>), содержащая реализацию алгоритмов распределения сеток по вычислительным узлам.
* Реализация стандарта OpenMP для распараллеливания вычислений на общей памяти при использовании многоядерных процессоров в рамках персонального компьютера (ПК) или узла кластера.
* Реализация стандарта MPI для распараллеливания вычислений на распределенной памяти при использовании кластерных систем.
* Библиотека Libconfig (<http://www.hyperrealm.com/libconfig/>), предназначенная для работы с конфигурационными файлами.

Интеграция ПП «Кардиомодель» с другими модулями ПАК «Киберсердце» будет организована следующим образом. ПП «Кардиомодель» напрямую связан с ПП «Кардиобаза» для работы с входными и выходными данными. Так, исходные данные модуля – трехмерные сетки сердечной ткани, построенные ПП «Реконструкция», – загружаются из базы данных посредством API ПП «Кардиобаза». Выходные данные модуля – файлы с результатами моделирования – сохраняются в базе данных посредством API ПП «Кардиобаза» после завершения вычислений. Других связей с программными компонентами ПАК «Киберсердце» в настоящий момент не планируется.

### Математические модели и методы их исследования

Анализ научной литературы, выполненный в рамках первого этапа проекта, показал, что наиболее распространенными математическими моделями численного моделирования электрофизиологии сердца являются бидоменная модель [1, 2] и ее частный случай – монодоменная модель.

Приведем формальное описание бидоменной модели. Пусть некоторая область заполнена сердечной тканью, которая рассматривается как совокупность двух непрерывных доменов – внутриклеточного и внеклеточного, взаимодействующих через клеточную мембрану. Примем следующие обозначения: пусть – набор переменных, описывающих клетку ткани, и – внутри- и вне- клеточный потенциал, – трансмембранное напряжение, и – внутри- и вне- клеточный тензор проводимости, и – ток стимула внутри и вне клетки на единицу площади, – коэффициент отношения площади поверхности к объему, – емкость мембраны на единицу площади, – ионный ток на единицу площади. Здесь и – функции, определяемые моделью клетки. Тогда бидоменная модель описывается следующей системой уравнений:

(1.1)

Монодоменная модель рассматривает сердечную ткань как состоящую из одного, внутриклеточного домена. Уравнения монодоменной модели могут быть получены из уравнений бидоменной модели при пропорциональных потенциалах: , где – некоторый ненулевой вещественный коэффициент. Введем эффективную проводимость как и подставим выражение потенциала через потенциал в систему уравнений (1.1). Тогда получим систему уравнений (1.2), описывающую монодоменную модель электрофизиологии сердца:

(1.2)

Для выполнения численных расчетов уравнения модели дискретизуются по времени и по пространству. В ПП «Кардиомодель» дискретизация по времени выполняется при помощи явной схемы, дискретизация по пространству – посредством разбиения домена сердечной ткани тетраэдральной сеткой и применения метода конечных элементов. Численное моделирование выполняется с использованием метода разделения операторов Странга [1], который позволяет независимо решать линейные и нелинейные части систем (1.1), (1.2). В этом случае для моделирования согласно бидоменной модели на одном шаге по времени выполняются следующие действия:

1. Решение системы ОДУ
2. Решение двух дифференциальных уравнений в частных производных для вычисления , .
3. Решение уравнения Пуассона для нахождения
4. Вычисление значения на следующем шаге по времени.

Для моделирования по монодоменной модели на одном шаге по времени выполняются следующие действия:

1. Решение системы ОДУ
2. Решение ДУвЧП для вычисления
3. Вычисление значения на следующем шаге по времени.

Для решения ОДУ был выбран метод Рунге-Кутта 4 порядка, для решения дифференциальных уравнений в частных производных – метод конечных элементов, который сводит решение дифференциальных уравнений в частных производных к решению СЛАУ, для дискретизации по времени – метод Эйлера. Данные методы были выбраны на основе анализа научной литературы как одни из широко распространенных и активно применяемых в данной области [**ССЫЛКИ**].

Подход с разделением операторов Странга применяется во многих пакетах для моделирования электрофизиологической активности. В частности, он использовался Р.Бодасом, П. Пафманатаном и др. в пакете Chaste [1], Санднесом и др. [5], дос Сантосом и Планком [6] и др. Отличие указанных пакетов от ПП «Киберсердце» состоит в комбинации методов, используемых для решения ОДУ, решения и предобуславливания СЛАУ и в дискретизации модели по времени. В целом, предварительные эксперименты по тестированию разработанного в рамках описанного подхода программного прототипа показали работоспособность и перспективность рассмотренной комбинации методов для дальнейшего использования.

### Архитектура и алгоритмы пакета

ПП «Кардиомодель» спроектирован на основе объектно-ориентированного подхода. Высокоуровневая архитектура пакета представляется набором следующих подсистем:

1. Подсистема моделирования. Данная подсистема является связующим звеном в работе всего модуля «Кардиомодель». Она содержит основной алгоритм работы модуля.
2. *Подсистема математических моделей*, содержащая описание монодоменной и бидоменной моделей, а также модели динамики сердечных клеток.
3. *Подсистема конфигурирования* (постановки задач). Считывает параметры из конфигурационного файла и передает их в подсистему моделирования.
4. *Подсистема математических методов*. Содержит необходимые алгоритмы и методы, используемые в процессе решения уравнений, задающих монодоменную и бидоменную модели, а также интерфейсы для сторонних программных продуктов.
5. *Подсистема постобработки* результатов вычислений, в том числе реализующая функциональность, связанную с построением виртуальных кардиограмм.
6. *Подсистема пользовательского интерфейса*. Используется для организации внешнего взаимодействия с программным модулем «Кардиомодель».

Связь между подсистемами отображена ниже (Рисунок *1*).

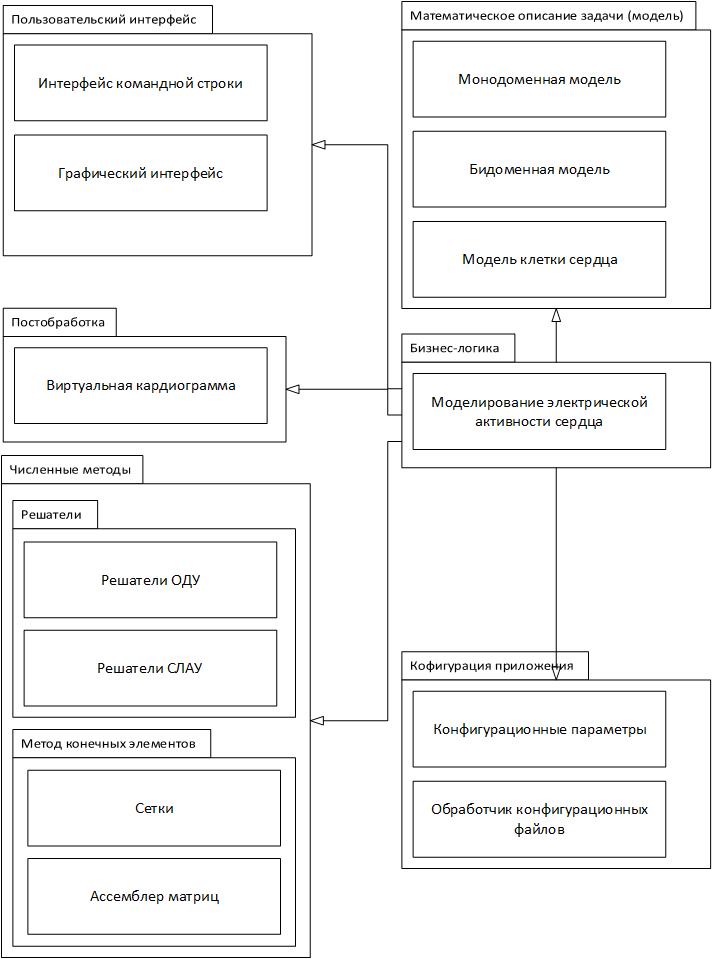


Рисунок 1 Структура ПП «Кардиомодель»

Общее описание алгоритма работы ПП «Кардиомодель» выглядит следующим образом:

1. Чтение исходных данных, в том числе:

* сегментированной тетраэдрической сетки, описывающей сердце человека (стоится на основании результатов КТ или МРТ модулем «Реконструкция»);
* видов моделей и численных методов, используемых для их анализа;
* биологических и физических параметров моделей;
* параметров конкретной исследовательской задачи, решаемой пользователем;
* параметров запуска на конкретной вычислительной системе.

1. Численное моделирование, предполагающее интегрирование уравнений (1.1), (1.2) в рамках формализма монодоменной или бидоменной моделей.
2. Построение виртуальных кардиограмм.
3. Сохранение результатов расчетов в формате vtu, позволяющем проводить дальнейший анализ и исследование.

Приведем описание основных вычислительных алгоритмов.

Рассмотрим *алгоритм численного моделирования электрофизиологической активности сердца при использовании монодоменной модели*. В этом случае вычисления направлены на получение значения напряжения , изменяющегося во времени. Работа модуля выполняется следующим образом:

1. Инициализация данных моделирования: сетка, начальное напряжение , состояние клеток сердца, внешние токи.
2. Распределение данных по вычислительным узлам.
3. Построение матриц масс и жесткости, необходимых для работы метода конечных элементов.
4. Моделирование изменения напряжения и состояния клеток во времени с использованием разделения операторов Странга. Вычисления выполняются в цикле от начального до конечного момента времени. Если принят шаг по времени , то в момент времени выполняется:
   1. Вычисление диффузии для напряжения методом конечных элементов.
   2. Решение ОДУ методом Эйлера относительно с шагом . Начальные условия – .
   3. Решение системы ОДУ с шагом методом Рунге-Кутта 4го порядка. Начальные условия – результат шага 4.2.
   4. Вычисление диффузии для напряжения методом конечных элементов.
   5. Решение ОДУ методом Эйлера относительно с шагом . Начальные условия – результат шага 4.3.
   6. Увеличение на .
5. Вывод или запись результата вычислений – значения напряжения в конечный момент времени.

Рассмотрим *алгоритм численного моделирования электрофизиологической активности сердца при использовании бидоменной модели*. В этом случае вычисления направлены на получение значения напряжения и потенциала , изменяющихся во времени. Работа модуля выполняется следующим образом:

1. Инициализация данных моделирования: сетка, начальное напряжение , начальный потенциал , состояние клеток сердца, внешние токи.
2. Распределение данных по вычислительным узлам.
3. Построение матриц масс и жесткости, необходимых для конечно-элементного метода.
4. Моделирование изменения напряжения, потенциала и состояния клеток во времени с использованием разделения операторов Странга. Вычисления выполняются в цикле от начального до конечного момента времени. Если принят шаг по времени , то в момент времени выполняется:
   1. Решение ОДУ с шагом методом Рунге-Кутта 4го порядка. Начальные условия для – .
   2. Вычисление диффузии для напряжения .
   3. Решение уравнения Пуассона относительно методом конечных элементов.
   4. Вычисление для найденного на шаге 3.4 .
   5. Решение ОДУ относительно методом Эйлера с шагом . Начальные условия – результат вычислений шага 4.1.
   6. Решение ОДУ относительно с шагом методом Рунге-Кутта 4го порядка. Начальные условия для – результат вычислений шага 4.5.
   7. Увеличение на .
5. Вывод или запись результата вычислений – значения напряжения и потенциала в конечный момент времени.

### Структура программы с описанием функций составных частей и связи между ними

Структура ПП «Кардиомодель» состоит из следующих подсистем: подсистема моделирования электрической активности сердца, подсистема математических моделей, подсистема конфигурирования, подсистема математических методов, подсистема постобработки, подсистема пользовательского интерфейса. Приведем описание их реализации.

#### Подсистема моделирования

Подсистема моделирования предназначена для организации процесса численного моделирования электрофизиологической активности сердца согласно математическим моделям и является связующим звеном между всеми подсистемами. В ней выполняется инициализация подсистемы математических моделей в зависимости от параметров, а также передача управления подсистемам математических моделей и постобработки.

Подсистема моделирования реализуется в виде классов Simulation и SimulationData, написанных на языке С++ (Рисунок *2*). Класс Simulation реализует основной алгоритм работы программы. Объект класса Simulation создается при запуске программы. Класс SimulationData предназначен для хранения исходных данных (сетка, внешние токи) и выходных данных моделирования (значения искомых величин в текущий момент времени). Объект этого класса является полем класса Simulation.

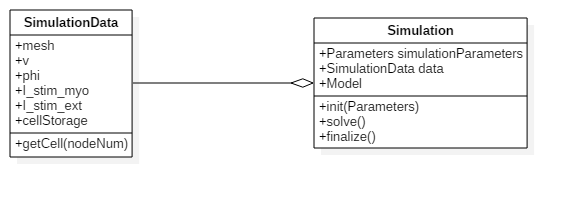


Рисунок 2 Схема реализации подсистемы моделирования ПП «Кардиомодель»

#### Подсистема математических моделей

Подсистема математических моделей предназначена для моделирования электрофизиологии сердца согласно уравнениям бидоменной или монодоменной модели на одном временном шаге. Эта подсистема связана с подсистемами моделирования и математических методов. На каждом шаге по времени из подсистемы моделирования вызывается реализация расчетов из подсистемы математических моделей, которая, в свою очередь, использует реализации из подсистемы математических методов.

Подсистема математических моделей реализована на языке С++ и состоит из абстрактных классов Model и Cell, а также их классов-наследников (Рисунок *3*).

Класс Model представляет собой абстрактное описание решения уравнений модели. В настоящий момент реализованы его классы-наследники Bidomain и Monodomain, которые содержат реализацию метода разделения операторов Странга для бидоменной и монодоменной моделей соответственно. Объект данного класса хранится в виде поля класса Simulation.

Класс Cell представляет собой абстрактное описание интерфейса модели динамики сердечных клеток. В настоящий момент реализованы его классы-наследники Luo\_Rudy (модель Луо-Руди 1991 [11] из библиотеки CellML) и TestCell (тестовая модель клетки, предложенная в [12]). Объекты этих классов создаются в подсистеме моделирования объектом класса Simulation и хранятся в поле класса SimulationData.

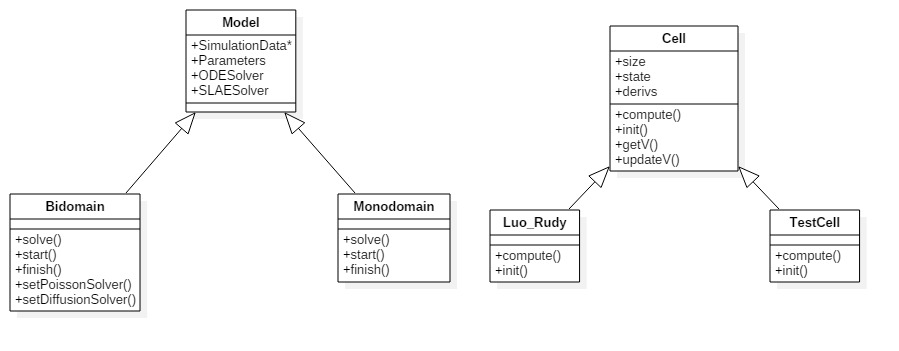


Рисунок 3 Схема реализации подсистемы математических моделей ПП «Кардиомодель»

#### Подсистема математических методов

Подсистема математических методов предназначена для реализации вспомогательных методов, используемых подсистемой математических моделей при реализации алгоритмов. Она позволяет решать системы линейных уравнений, системы ОДУ, а также дифференциальные уравнения в частных производных методом конечных элементов.

Подсистема математических методов реализована на языке С++ и состоит из классов ODESolver, SLAESolver, Mesh, FEMAssembler, FEMData и их наследников (Рисунок *1*).

Класс Mesh предназначен для хранения структуры расчетной сетки и выполнения операций над ней (в частности, сохранение сетки в формате VTU).

Класс FEMAssembler предназначен для построения матриц масс и жесткости, возникающих при решении ДУвЧП методом конечных элементов, по объекту класса Mesh. Сконструированные матрицы хранятся в виде полей класса FEMData и передаются в решатели СЛАУ. При запуске программы на системах с распределенной памятью класс FEMAssembler также выполняет перераспределение сетки и матриц по узлам вычислительной системы с помощью библиотеки ParMETIS.

Класс ODESolver является абстрактным описанием интерфейса решателя систем ОДУ. Его класс-наследник RungeKutta4 выполняет решение таких систем методом Рунге-Кутта 4го порядка.

Класс SLAESolver является абстрактным описанием интерфейса решателя СЛАУ вида Ax=By, где известен либо вектор x, либо вектор y, и необходимо найти другой вектор. Его класс-наследник PetscSLAESolver реализует решение систем средствами библиотеки PETSc. Эта библиотека позволяет решать СЛАУ на кластерных системах с распределенной памятью. Класс LumpedMassDiffusionSolver реализует решение СЛАУ для приближенного моделирования.

Объекты-наследники классов ODESolver и SLAESolver создаются и используются классами-наследниками Model (подсистема математических моделей).

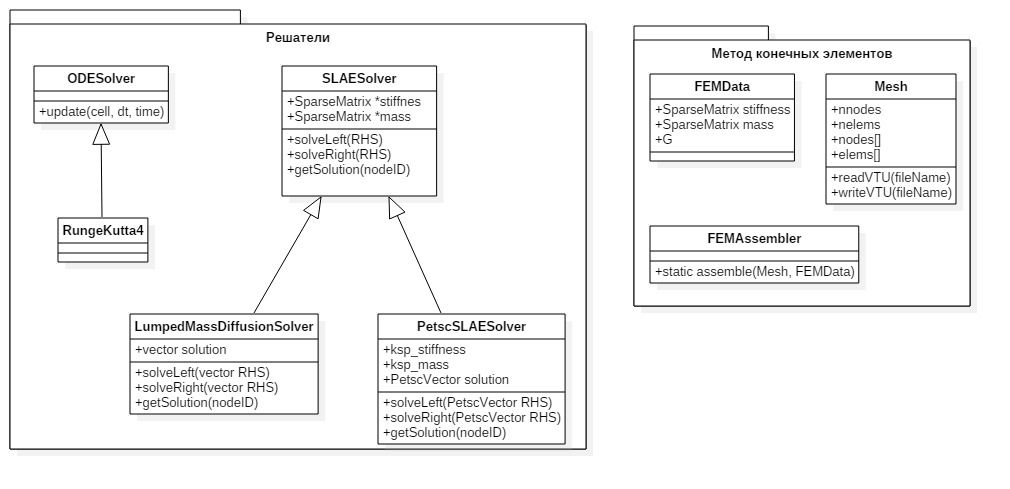


Рисунок 4 Схема реализации подсистемы математических методов ПП «Кардиомодель»

#### Подсистема постобработки

Подсистема постобработки предназначена для обработки результатов моделирования электрофизиологической активности сердца, в частности, для построения виртуальной кардиограммы.

Подсистема реализуется на языке С++ и включает класс VirtualCardiogram (Рисунок *5*). Объект данного класса создается и используется в системе моделирования, где в процессе расчетов с некоторым шагом по времени вызывается метод построения кардиограммы.

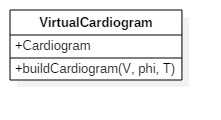


Рисунок 5 Схема реализации подсистемы постобработки ПП «Кардиомодель»

#### Подсистема конфигурирования

Подсистема конфигурирования предназначена для чтения конфигурационных файлов и передачи параметров моделирования в другие подсистемы. Чтение конфигурационных файлов выполняется посредством вызова функций библиотеки libconfig. Конфигурационный файл подается в формате, описанном в библиотеке libconfig, и состоит из следующих секций: используемые файлы, электрические параметры модели, параметры клетки, параметры решателя.

Подсистема реализуется в виде класса Parameters на языке С++ (Рисунок *6*). Поля класса хранят параметры моделирования, а методы класса выполняют чтение конфигурационного файла. Объект класса создается при запуске программы. Данный класс связан с подсистемами пользовательского интерфейса и моделирования. Из подсистемы пользовательского интерфейса вызывается метод класса Parse(), после этого объект класса с заполненными параметрами передается в подсистему моделирования.

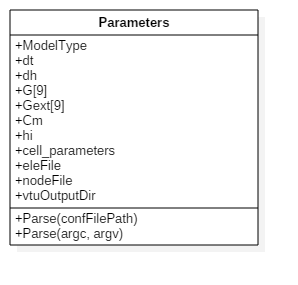


Рисунок 6 Схема реализации подсистемы конфигурирования ПП «Кардиомодель»

#### Подсистема пользовательского интерфейса

Подсистема пользовательского интерфейса обеспечивает установку параметров расчетов, реализуемых ПП «Кардиомодель». Значения параметров указываются в конфигурационном файле специального формата. Формирование конфигурационного файла может быть выполнено как путем прямого редактирования, так и посредством использования специально разработанного графического интерфейса. Подсистема пользовательского интерфейса связана с подсистемой конфигурирования. Технические средства реализации графического интерфейса будут выбраны на следующем этапе.

Литература:

1. Schmitt O. H. Biological information processing using the concept of interpenetrating domains //Information processing in the nervous system. – Springer Berlin Heidelberg, 1969. –   
   С. 325–331.
2. Tung L. A bi-domain model for describing ischemic myocardial dc potentials: дисc. – Massachusetts Institute of Technology, 1978.
3. Strang G. On the construction and comparison of difference schemes //SIAM Journal on Numerical Analysis. – 1968. – Т. 5. – №. 3. – С. 506-517.
4. Bernabeu M. O. et al. Chaste: A case study of parallelisation of an open source finite-element solver with applications to computational cardiac electrophysiology simulation //International Journal of High Performance Computing Applications. – 2014. – Т. 28. – №. 1. – С. 13-32.
5. Sundnes J., Lines G. T., Tveito A. An operator splitting method for solving the bidomain equations coupled to a volume conductor model for the torso //Mathematical biosciences. – 2005. – Т. 194. – №. 2. – С. 233-248.
6. Santos R. W. et al. Parallel multigrid preconditioner for the cardiac bidomain model //Biomedical Engineering, IEEE Transactions on. – 2004. – Т. 51. – №. 11. – С. 1960-1968.
7. Vázquez M. et al. Alya Red CCM: HPC-Based Cardiac Computational Modelling //Selected Topics of Computational and Experimental Fluid Mechanics. – Springer International Publishing, 2015. – С. 189-207.
8. Richards D. F. et al. Towards real-time simulation of cardiac electrophysiology in a human heart at high resolution //Computer methods in biomechanics and biomedical engineering. – 2013. – Т. 16. – №. 7. – С. 802-805.
9. Trayanova N. A. Whole-heart modeling applications to cardiac electrophysiology and electromechanics // Circulation research. – 2011. – Т. 108. – №. 1. – С. 113-128.
10. Chapelle D., Collin A., Gerbeau J.-F. A surface-based electrophysiology model relying on asymptotic analysis and motivated by cardiac atria modeling // Mathematical Models and Methods in Applied Sciences, World Scientific Publishing. – 2013. – Vol. 23, No. 14. – P. 2749–2776.
11. Luo C., Rudy Y. A model of the ventricular cardiac action potential. Depolarization, repolarization, and their interaction //Circulation research. – 1991. – Т. 68. – №. 6. – С. 1501-1526.
12. Pathmanathan P., Gray R. A. Verification of computational models of cardiac electro‐physiology //International journal for numerical methods in biomedical engineering. – 2014. – Т. 30. – №. 5. – С. 525-544.

## Программный пакет «Реконструкция»

#### Архитектура и алгоритмы пакета

#### Используемые математические методы и инфологические модели. Сравнение с аналогами.

#### Структура программы с описанием функций составных частей и связи между ними

## Программный пакет «Реконструкция»

#### Архитектура и алгоритмы пакета

#### Используемые математические методы и инфологические модели. Сравнение с аналогами.

#### Структура программы с описанием функций составных частей и связи между ними

## Программный пакет «Лечение»

#### Архитектура и алгоритмы пакета

#### Используемые математические методы и инфологические модели. Сравнение с аналогами.

#### Структура программы с описанием функций составных частей и связи между ними

## Программный модуль «Мобильный кабинет»

#### Архитектура и алгоритмы пакета

#### Используемые математические методы и инфологические модели. Сравнение с аналогами.

#### Структура программы с описанием функций составных частей и связи между ними

## Программный модуль «Диагностика»

### Общие сведения

Программный модуль «Диагностика» является составной частью аппаратно-программного комплекса «Киберсердце». Он предназначен для автоматизации постановки диагноза по имеющимся данным о пациенте. Программный модуль «Диагностика», получая на вход разнородные данные о пациенте, должен автоматически в качестве результата предоставлять предполагаемый диагноз пациента. Модуль «Диагностика» состоит из нескольких подсистем:

1. «Сегментация сигнала ЭКГ».
2. «Синтез признаков».
3. «Прямые методы диагностики».
4. «Методы машинного обучения для постановки диагноза».

На первом этапе был выполнен обзор литературы и анализ существующих решений для каждой из подсистем. В частности, было выявлено, что в области сегментации сигнала ЭКГ самыми передовыми являются алгоритмы, использующие вейвлет образы для выделения значимых точек различных комплексов сигнала ЭКГ [diag\_1 – diag\_4]. Большинство данных алгоритмов сегментации сигнала ЭКГ отсутствуют в открытом доступе в виде программных пакетов. Также стоит отметить, что в литературе рассматривается достаточно узкий спектр сегментируемых морфологий сигнала ЭКГ, поэтому следует считать, что проблема не является полностью решенной: форма сигнала (и его вейвлет-образы) могут варьироваться в очень широких пределах. Было также принято решение рассмотреть возможные способы использования сетевых структур для извлечения максимальной выгоды в плане визуализации и поиска скрытой информации и ранее неисследованных закономерностей. Подход M. Zanin и S. Boccaletti [19] позволяет представить изолированные, возможно разнородные скаляры в виде сетей. Конечный результат – это создание сети для каждого пациента, где узлы представляют признаки, а связи между узлами взвешены в соответствии с отклонением между значениями двух признаков и соответствующим им типичным отношением в пределах изучаемой выборки. После этого сеть описывается с помощью топологических индексов, тем самым образуя новый набор набор данных, который используется для постановки диагноза с помощью классических методов машинного обучения.

Архитектура всех подсистем ПП «Диагностика» проектируется в рамках объектно-ориентированной методологии. Ответственности программных блоков максимально разделяются. Подсистемы реализованы на итерпретируемом высокоуровневом языке программирования Python 3.

Для работы подсистем необходимы:

* Интерпретатор языка Python 3.x.
* Стандартные библиотеки для обработки данных (numpy, scipy, scikit-learn, pandas).
* Библиотека NetworkX (<https://networkx.github.io/)>, необходимая для создания, анализа и обработки сложных сетевых структур.
* Библиотека PyWavelets (<https://pywavelets.readthedocs.io>), при помощи которой осуществляется вейвлет-преобразование сигнала ЭКГ.

Интеграция всех подсистем внутри ПП «Диагностика», а также их связь с другими модулями ПАК «Киберсердце» осуществляется посредством взаимодействия с модулем «Кардиобаза» (через предоставленные данным модулем API). Входными данными ПП «Диагностика» являются: сигнал ЭКГ, результаты других обследований, информация о пациенте. В процессе работы отдельные подсистемы могут сохранять некоторые промежуточные данные, необходимые для работы других подсистем (например, результаты сегментации в виде временных разметок значимых точек комплексов сигнала ЭКГ). Итогом работы всего ПП «Диагностика» будет предполагаемый диагноз, который также будет сохранен в «Кардиобазе».

### Математические модели и методы их исследования

#### Сегментация сигнала ЭКГ

Анализ научной литературы, выполненный в рамках первого этапа проекта, показал, что наиболее распространенным подходом в сегментации сигнала ЭКГ является анализ вейвлет-образа сигнала.

Общая теория вейвлет-преобразования детально описана в [diag\_5, diag\_6], применение в сегментации сигнала ЭКГ – в [diag\_1, diag\_7], наиболее полный обзор представлен в [diag\_8].

Вейвлет-преобразование представляет собой декомпозицию исходного сигнала в комбинацию наборов базисных функций, полученных с помощью расширения и сдвига базисного (материанского) вейвлета . Таким образом, непрерывное вейвлет-преобразование сигнала определяется как:

|  |  |
| --- | --- |
|  | (1) |

Чем больше коэффициент масштабирования , тем шире базисная функция и, следовательно, соответствующий коэффициент дает информацию о более низких частотных составляющих сигнала, и наоборот. Таким образом, временно́е разрешение выше при высоких частотах, чем при низких, что достигается за счет того, что окно анализа содержит одно и то же число периодов для любой центральной частоты.

Если материнский вейвлет является производной некоторой сглаживающей функции , то, как показано в [diag\_6, diag\_9], вейвлет-преобразование можно записать в следующем виде:

|  |  |
| --- | --- |
|  | (2) |

где – шкалированная запись сглаживающей функции. Вейвлет-образ на шкале пропорционален производной от фильтрованного сигнала со сглаживающим откликом на шкале . Таким образом, пересечения нуля вейвлет-образом соответствуют локальным максимумам или минимумам сглаженного исходного сигнала на разных шкалах, а абсолютные максимумы вейвлет-образов соответствуют максимальным по модулю значениям производных исходного сигнала.

Применительно к сегментации сигнала: вейвлет образы различных комплексов представляют собой некоторые комбинации пересечений нуля, абсолютных максимумов, минимумов. На основе анализа взаимного расположения этих элементов на разных шкалах вейвлет-образов строятся алгоритмы сегментации.

Спектры значений параметров шкалирования и сдвига могут быть дискретизованы. Обычно выбирается двоичная сетка на частотно-временной плоскости: и . Соответственно, вейвлет-преобразование будет являться дискретным с базисной функцией вида:

|  |  |
| --- | --- |
|  | (2) |

Для дискретизованных сигналов, дискретное вейвлет-преобразование, согласно алгоритму Малла, сводится к построению банка фильтров высоких и низких частот [diag\_10]. После применения высокочастотного фильтра () получаются так называемые детализирующие коэффициенты. После низкочастотного фильтра – аппроксимирующие коэффициенты. Стандартный алгоритм предполагает прореживание коэффициентов, так как это показано на рис. 1.

|  |
| --- |
|  |
| Рис. 1. Банк фильтров для стандартного алгоритма Малла. Символ означает прореживание сигнала в 2 раза (согласно теореме Котельникова, отсчеты сигналов можно проредить в 2 раза, так как половина частотного диапазона отфильтрована) [diag\_1]. |

В задаче сегментации сигнала, которая сводится к анализу детализирующих коэффициентов различных шкал, в прореживании нет необходимости. Из-за прореживания уменьшается временное разрешение вейвлет-коэффициентов больших шкал . Поэтому используется алгоритм «a trous» [diag\_11], в котором одинаковая частота дискретизации на всех масштабах и отсутствует прореживание (рис. 2).

|  |
| --- |
|  |
| Рис. 2. Банк фильтров для алгоритма «a trous» [diag\_1]. |

Использование алгоритма «a trous» эквивалентно частотному отклику для -й шкалы:

|  |  |
| --- | --- |
|  | (3) |

На рис. 3 изображены примеры детализирующих коэффициентов различных шкал для разных элементов сигнала, полученных алгоритмом «a trous».

|  |
| --- |
|  |
| Рис. 3. Примеры детализирующих коэффициентов для разных шкал [diag\_1]. |

В подсистеме «Сегментация сигнала ЭКГ» за основу был взят алгоритм анализа детализирующих коэффициентов из работы [diag\_2]. В этой же работе описан материнский вейвлет, при котором достигались лучшие результаты сегментации. Алгоритм был значительным образом модифицирован в целях расширения класса распознаваемых морфологий QRS, P и T комплексов.

#### Синтез признаков

В подсистеме «Синтез признаков» на основе данных сегментации сигнала ЭКГ вычисляются общепризнанные характеристики сигнала (предложенные, например, в [diag\_12]). Для этого используются стандартные функции для вычисления числовых характеристик (средние высоты и продолжительности основанных выявленных комплексов сигнала ЭКГ, их стандартные отклонения и т.д.).

#### Прямые методы диагностики

Подсистема «Прямые методы диагностики» использует широко применяемые методы диагностики кардиологических заболеваний, изложенные в медицинской литературе, включая [diag\_12- diag\_18]. Общий подход к диагностике основан на [diag\_12], диагностика основных групп заболеваний производится с помощью деревьев принятия решений. Диагностика осуществляется на основе данных о высоте и продолжительности комплексов сигнала ЭКГ, выделенных подсистемой «Синтез признаков».

#### Методы машинного обучения

В состав подсистемы «Методы машинного обучения» входят алгоритмы, которые работают с признаками, полученными от подсистемы «Сегментация», без их предварительного преобразования. К ним относятся: метод ближайших соседей, метод опорных векторов, градиентный бустинг над решающими деревьями. Опишем некоторые из алгоритмов.

Метод ближайших соседей [ml\_1] является самым простым из представленных методов и относится к категории «ленивых» классификаторов, поскольку в нём сохраняется вся обучающая выборка и собственно никакого процесса обучения не происходит. Идея алгоритма состоит в гипотезе компактности: близкие объекты, как правило, находятся в одном классе. Близость объектов выражается некоторой функцией расстояния , в общем случае не обязательно являющейся метрикой в .

Пусть обучающей выборкой является множество , где числовые векторы из , а – метки классов из множества . Необходимо классифицировать новый объект одной из меток классов . Для этого вычислим функцию расстояния для всех и отсортируем полученные величины по не убыванию:

Введем весовую функцию , которая оценивает степень важности -го ближайшего соседа . Естественно полагать, что эта функция неотрицательна и не возрастает по . Тогда ответ классификатора вычисляется по формуле:

Все разнообразие видов и модификаций метода ближайших соседей заключается в выборе функции расстояния и весовой функции :

– метрика Минковского

– метод ближайшего соседа

– метод ближайших соседей

– метод парзеновского окна фиксированной ширины

– метод парзеновского окна переменной ширины

Здесь  — заданная неотрицательная монотонно невозрастающая функция на , ядро сглаживания.

Опишем алгоритм построения классификатора методом опорных векторов [ml\_2]. Пусть имеется обучающая выборкат и пусть . Идея метода состоит в построении гиперплоскости в пространстве , которая бы, по возможности, наилучшим образом разделяла объекты класса и объекты класса , путем максимизации разделяющей полосы между классами. Решающее правило отнесения нового объекта к тому или иному классу выглядит как:

Параметры определяются как решения задачи оптимизации

Коэффициент  — параметр настройки метода, который позволяет регулировать отношение между максимизацией ширины разделяющей полосы и минимизацией суммарной ошибки.

В части подсистемы «Методы машинного обучения», отвечающей за графовый подход, на основе исходных данных для каждого пациента строятся паренклитические сети, которые в дальнейшем описываются с помощью стандартных топологических индексов и в формате, удобном для анализа, подаются на вход классическим алгоритмам машинного обучения. Данный метод использует информацию о наборе пациентов, распределенных по классам, чтобы выявить наличие исходных взаимоотношений между узлами. Отправной точкой в данном методе служит описание объектов с помощью признаков, полученных после работы подсистемы «Синтез признаков». В то время, как работа с полным набором данных может быть неосуществима, рассматриваются всевозможные проекции данных на плоскости, порождаемые парой признаков [diag\_13]. Эталонная модель может строиться с помощью метода линейной регрессии [20] и метода главных компонент [21].

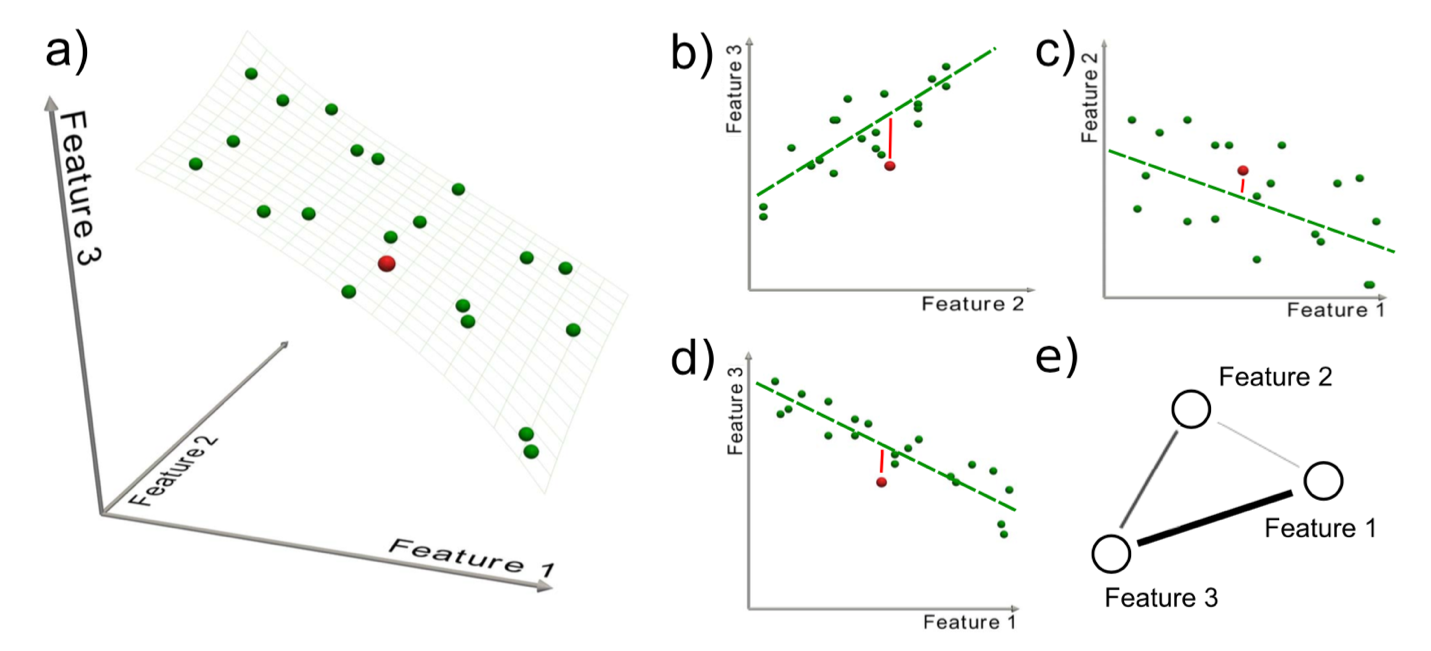


Рисунок 1. Схематическое представление метода создания паренклитических сетей [diag\_13]

### Архитектура и алгоритмы пакета

Программный модуль «Диагностика» будет включать следующие основные подсистемы, активно взаимодействующие с другим программным модулем «Кардиобаза» (рис. 4):

1. Подсистема «Сегментация сигнала ЭКГ». Данная подсистема является первичным звеном в работе всего модуля «Диагностика», в которой реализованы алгоритмы по выделению временных интервалов, соответствующих различным волнам и комплексам сигнала ЭКГ (QRS, P, T).
2. Подсистема «Синтез признаков» на основе исходного сигнала ЭКГ, данных о сегментации, исходных данных о пациенте формирует список характеристик, необходимых для постановки диагноза при помощи подсистем следующего уровня.
3. Подсистема «Прямые методы диагностики» производит чтение данных о пациенте и выделенных ранее признаков через интерфейс модуля «Кардиобаза». В процессе диагностики прямыми методами выделяются дополнительные признаки для дальнейшего использования в подсистеме «Методы машинного обучения» (например, является ли ритм синусовым, регулярным и т.д.), которые записываются в базу вместе с поставленным диагнозом и кардиологическим заключением.
4. Подсистема «Методы машинного обучения», одним из методов которого является графовый подход. На основе синтезированных признаков для каждого пациента строится паренклитическая сеть, которая затем описывается топологическими индексами и в удобной для анализа форме подается на вход классическим алгоритмам машинного обучения (также исходные данные обрабатываются этими методами без предобработки с помощью сетей).

|  |
| --- |
|  |
| Рис. 4. Структура подсистем ПП «Диагностика». |

#### Сегментация сигнала ЭКГ

Общая схема алгоритма сегментации сигнала ЭКГ выглядит следующим образом:

1. Загрузка данных о пациенте и сигнала ЭКГ посредством интерфейса модуля "Кардиобаза".
2. В цикле по числу доступных отведений ЭКГ выполняется:
   1. Фильтрация сигнала ЭКГ.
   2. Выполнение дискретного вейвлет-преобразования и получение детализирующих коэффициентов различных шкал сигнала ЭКГ.
   3. Выделение QRS комплексов сигнала ЭКГ:
3. Определение шкалы детализирующих коэффициентов.
4. Получение всех пересечений нуля детализирующими коэффициентами соответствующей шкалы.
5. Выбор пересечений нуля, соответствующих R-пикам.
6. Установление отметки об M-образности R-пика, если R-пик имеет M-образную морфологию.
7. Определение точек начала каждого QRS-комплекса.
8. Определение точек окончания каждого QRS-комплекса.
9. Выполнение уточнения расположения R-пика.
   1. Выделение P волн сигнала ЭКГ:
10. Определение шкалы детализирующих коэффициентов.
11. В цикле по числу найденных QRS-комплексов выполняется:
12. Определение окна поиска волны P.
13. Получение всех пересечений нуля детализирующих коэффициентов выбранной шкалы в найденном окне.
14. Определение пика волны P.
15. Проверка полученного пика волны P на M-образность.
16. Проверка полученного пика волны P на бифазность.
17. Определение начала волны P.
18. Определение окончания волны P.
19. Выполнение уточнения расположения всех найденных пиков волн P.
    1. Выделение T волн сигнала ЭКГ:
       1. Определение шкалы детализирующих коэффициентов.
       2. В цикле по числу найденных QRS-комплексов выполняется:
20. Определение окна поиска волны T.
21. Получение всех пересечений нуля детализирующих коэффициентов выбранной шкалы в найденном окне.
22. Определение пика волны T.
23. Проверка полученного пика волны T на M-образность.
24. Проверка полученного пика волны T на бифазность.
25. Определение начала волны T.
26. Определение окончания волны T.
    * 1. Выполнение уточнения расположения всех найденных пиков волн T.

Сохранение файлов сегментации посредством интерфейса модуля "Кардиобаза".

#### Синтез признаков

Выделение признаков на основе данных о сегментации сигнала реализовано тривиальным образом: строятся распределения интересуемых величин (например, распределение длин QRS комплекса) и вычисляются числовые характеристики данных распределений.

#### Прямые методы диагностики

Общая схема алгоритма прямой диагностики представлена ниже.

1. Загрузка данных о пациенте и признаков посредством интерфейса модуля "Кардиобаза".
2. Определение, является ли ритм синусовым:
3. Проверка, обнаружен ли зубец P в отведениях V1 и II.
4. Если зубец P обнаружен и ЧСС находится между 30 и 180, ритм синусовый, иначе ритм не синусовый.
5. Проверка регулярности ритма.
6. Диагностика тахикардии и брадикардии.
7. Если в одном из отведений обнаружен зубец P и ЧСС > 120, поставить диагноз синусовая тахикардия.
8. Если в одном из отведений обнаружен зубец P и ЧСС < 30, поставить диагноз синусовая брадикардия.
9. Диагностика на основе длительности и морфологии зубца P.
10. Диагностика на основе интервала PQ.
11. Диагностика на основе комплекса QRS.
12. Диагностика на основе интервала QT.
13. Диагностика на основе сегмента ST.
14. Сохранение файлов с диагнозом и кардиологическим заключением и дополнительными признаками посредством интерфейса модуля "Кардиобаза".

#### Методы машинного обучения

Обучение:

1. Получение данных через модуль “Кардиобаза”. Тип считываемых признаков заранее известен и для каждой записи ЭКГ представляется числовым вектором заданной длины с, возможно, некоторыми неизвестными значениями компонент.
2. Всё множество векторов разделяется на классы по болезням, выбираются только представительные классы
3. Ставиться k независимых задач бинарной классификации (k - число классов болезней), в выборку попадают здоровые и люди с какой-то конкретной болезнью. Для каждой такой задачи:
   1. Выполняется этап предобработки данных: обнаружение выбросов, вставка пропущенных значений, нормализация, уменьшение размерности пространства признаков.
   2. Решение задачи различными методами машинного обучения, выбор из множества решений лучшего по некоторому критерию качества
4. На выходе этапа обучения получается k классификаторов, способных давать прогноз по выбранным заболеваниям.

Диагностика:

1. На вход программе прогнозирования подаётся числовой вектор, характеризующий подлежащую диагностированию запись ЭКГ. Интерпретация компонент вектора такая же, как на этапе обучения.
2. Этап предобработки вектора (такой же как при обучении)

#### По результату вычислений программа выдает вероятность наличия каждой из k-болезней.

Частью подсистемы «Методы машинного обучения» является графовый подход.

Алгоритм автоматической диагностики заболеваний сердца на основе графового подхода (parenclitic networks) представлен на рисунке 2. Работа метода выполняется следующим образом:

1. Построение паренклитической сети:
   1. Выбор контрольной группы (например, 15 человек) из группы здоровых.
   2. Для всех пар признаков mi и mj, где
      1. Построение эталонной модели на контрольной группе: + \* , где и - коэффициенты эталонной модели.
      2. Нахождение стандартного отклонения от объектов до эталонной модели для контрольной группы.
      3. Добавление узлов mi и mj и связи между ними, которая имеет вес  
          в сеть пациента.
2. Подготовка и описание сетей с помощью топологических индексов.
   1. Применение порога. К взвешенным сетям пациентов применяется порог. Удаляются все связи между узлами со значениями выше порогового. Сеть становится невзвешенной.
   2. Формирование нового набора данных. Сеть каждого пациента характеризуется определенными значениями – центральностями (centrality) и другими характеристиками:
      1. Degree centrality.
      2. Closeness centrality.
      3. Betweenness centrality.
      4. Eigenvector centrality.
      5. Katz centrality.
      6. Edge betweenness centrality.
      7. Current flow closeness centrality.
      8. Current flow betweenness centrality.
      9. Communicability centrality.
      10. Load centrality.
   3. Каждая характеристика - это вектор, для которого находится среднее и максимальные значение. В конечном итоге, эти значения становятся признаками пациента для нового набора данных.
3. Применение методов классификации к новым данным, используя кросс-валидацию по 10-блокам для оценки качества классификации и вывод результатов классификации.

### Структура программы с описанием функций составных частей и связи между ними

#### Сегментация сигнала ЭКГ и синтез признаков

Подсистема «Сегментация сигнала ЭКГ» предназначена для выделения комплексов и волн на всех полученных отведениях сигнала (временные разметки начала, окончания и пиков каждой волны), а также (опционально) определение их морфологий.

Подсистема написана на языке Python и состоит из двух уровней: инфраструктура и модель.

Уровень инфраструктуры отвечает за взаимодействие подсистемы с ПП «Кардиобаза» и содержит функции, которые используют предоставленный интерфейс ПП «Кардиобаза» для чтения и записи данных. За счет выделения уровня инфраструктуры достигается независимость уровня модели, в котором сосредоточены основные разрабатываемые алгоритмы сегментации сигнала, от деталей реализации. Проектируемая система не будет являться жесткой и неподвижной – какие-либо изменения в интерфейсах взаимодействия с базой не повлекут за собой изменения основных алгоритмов.

Основным классом в уровне модели является класс ECG, который содержит определенную информацию о пациенте, о сигналах и столько экземпляров класса отведения ЭКГ (ECGLead), сколько имеется отведений. Также здесь содержится некоторая служебная информация, необходимая для корректной работы алгоритмов – частота сигнала, параметры сегментации и фильтрации. Инициализация данной служебной информации происходит также при помощи интерфейсов ПП «Кардиобаза». Класс отведений содержит в себе исходный сигнал, отфильтрованный сигнал, детализирующие коэффициенты различных шкал, списки сегментированных комплексов каждого типа (QRS, P, T), а также признаки, вычисленные только для данного отведения. Также в слое модели содержатся различные программные модули, реализующие алгоритмы сегментации сигнала. Здесь представлены классы, описывающие анализируемые элементы вейвлет-образов сигнала: ZeroCrossing – класс пересечений нуля вейвлетом и ModulusMaxima – класс абсолютных экстремумов вейвлета. ZeroCrossing содержит в себе 2 экземпляра класса ModulusMaxima – соответственно левый и правый абсолютные максимумы по сторонам пересечения нуля (рис. 5).

|  |
| --- |
|  |
| Рис. 5. Структура подсистем «Сегментация сигнала ЭКГ» и «Синтез признаков». Прямые методы диагностики Подсистема «Прямые методы диагностики» предназначена для диагностики кардиологических заболеваний методами, представленными в медицинской литературе.  Подсистема разработана на языке Python. Инфраструктурный уровень подсистемы осуществляет взаимодействие с ПП «Кардиобаза» путем чтения и записи данных. Уровень диагностики осуществляет подстановку диагноза на основе данных ЭКГ. В качестве входных данных используются результаты работы подсистем «Сегментация сигнала ЭКГ» и «Синтез признаков». Результатом работы подсистемы является диагноз и кардиологическое заключение.  Основным классом в уровне диагностики является класс Diagnostics, который реализует общий алгоритм постановки диагноза, разработанный на основе [diag\_12]. Диагностика состоит из нескольких этапов, реализация которых содержится в классах StageSinusRhythm, StageRegularRhythm, StageArrhythmia, StagePWave, StagePQSegment, StageQRSComplex, StageQTSegment, StageSTSegment. Каждый из указанных этапов использует деревья принятия решений, реализуемые классом DecisionTree. Структура подсистемы представлена на рис. 6.    Рис. 6. Структура подсистемы «Прямые методы диагностики». Методы машинного обучения Данная подсистема предназначена для построения различных алгоритмов машинного обучения с целью автоматической постановки диагноза. Признаки, по которым обучаются алгоритмы получаются с помощью подсистемы “Синтез признаков” через “Кардиобазу”. Подсистема написана на языке Python, её логически можно разделить на 2 части:  Тренировка моделей [ml\_Рис.1]. Основой в этой части является класс TrainingCycle. Он загружает данные из “Кардиобазы”, делит их на части, формирует несколько задач бинарной классификации, инициализирует модели машинного обучения, задает параметры моделям. Далее по циклу для всех задач бинарной классификации: заполняет класс Trainer моделями и данными, класс Trainer эти модели обучает, а класс Tester среди всех обученных моделей выбирает наилучшую с точки зрения некоторого критерия качества. После этого по каждой задачи TrainingCycle сохраняет наилучшую модель в “Кардиобазу”.  Постановка диагноза. Данная часть загружает обученные модели машинного обучения из “Кардиобазы”, каждая из которых натренирована предсказывать свою болезнь. Далее классифицируемый вектор признаков поступает на вход этим моделям и на выходе мы получаем предсказание по каждой болезни. |
| Main  ml\_Рис.1 Структура подсистемы «Методы машинного обучения» |

Графовый подход интегрирован в структуру подсистемы «Методы машинного обучения», как одна из моделей (хотя и более сложная) и полностью соответствует структуре подсистемы, описанной выше.

Литература:

* + 1. Martínez JP, Almeida R, Olmos S, Rocha AP, Laguna P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases // IEEE Trans Biomed Eng 2004, 51(4):570-81.
    2. Di Marco LY, Chiari L. A wavelet-based ECG delineation algorithm for 32-bit integer online processing. // Biomed Eng Online 2011, 10:23.
    3. S. Banerjee , R. Gupta , M. Mitra. Delineation of ECG characteristic features using multiresolution wavelet analysis method. // Measurement 2012, 45(3):474-487.
    4. Wissam Jenkal, Rachid Latif, Ahmed Toumanari, Azzedine Dliou, Oussama El B’charri, Fadel M.R. Maoulainine. An efficient algorithm of ECG signal denoising using the adaptive dual threshold filter and the discrete wavelet transform. // Biocybernetics and Biomedical Engineering 2016, 36(3):499–508.
    5. Mallat SG. A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation. // IEEE Trans Pattern Anal Machine Intell 1989, 11:674-693.
    6. Mallat SG, Zhong S. Characterization of signals from multiscale edges. // IEEE Trans Pattern Anal Machine Intell 1992, 14:710-732.
    7. Li C, Zheng C, Tai C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. // IEEE Trans Biomed Eng 1995, 42:21-28.
    8. Addison P. Wavelet transforms and the ECG: a review. // Physiol Meas 2005, 26:155-199.
    9. J. S. Sahambi, S. Tandon, and R. K. P. Bhatt. Wavelet based ST-segment analysis. // Med. Biol. Eng. Comput.1998, 36(9):568–572.
    10. S. Mallat. Multifrequency channel decompositions of images and wavelet models. // IEEE Trans. Acoust. Signal Processing 1989, 37:2091–2110.
    11. A. Cohen and J. Kovaˇcevic´. Wavelets: The mathematical background. // Proc. IEEE 1996, 84:514–522.
    12. М. Габриэль Хан. Быстрый анализ ЭКГ. // Бином 2009.
    13. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография. М.: МЕДпресс, 1998. 313 стр.
    14. Струтынский А.В. Электрокардиограмма. Анализ и интерпретация, 9 изд. М.: МЕДпресс-информ, 2009. 224 стр.
    15. Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии. М: Медицинское информационное агентство, 2012. 560 стр.
    16. Руководство по кардиологии: Учебное пособие в 3-х томах / Под ред. Г.И. Сторожакова, А.А. Горбаченкова. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. 672 стр.
    17. Эберг Г.Х. Простой анализ ЭКГ. Интерпретация, дифференциальный диагноз. М.: Логосфера, 2010. 280 стр.
    18. Циммерман Ф. Клиническая электрокардиография. М.: Бином, 2008. 424 стр.
    19. Zanin M, Boccaletti S (2011) Complex networks analysis of obstructive nephropathy data. Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science 21: 033103.
    20. Дрейпер Н., Смит Г. Прикладной регрессионный анализ. Издательский дом «Вильямс». 2007. 912 с.
    21. Jolliffe I.T. Principal Component Analysis, Series: Springer Series in Statistics, 2nd ed., Springer, NY, 2002, XXIX, 487 p. 28 illus. ISBN 978-0-387-95442-4

Литература machine\_learning (ml):

[ml\_1] <http://www.machinelearning.ru/wiki/index.php?title=%D0%9C%D0%B5%D1%82%D0%BE%D0%B4_%D0%B1%D0%BB%D0%B8%D0%B6%D0%B0%D0%B9%D1%88%D0%B5%D0%B3%D0%BE_%D1%81%D0%BE%D1%81%D0%B5%D0%B4%D0%B0>

[ml\_2] https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%9C%D0%B5%D1%82%D0%BE%D0%B4\_%D0%BE%D0%BF%D0%BE%D1%80%D0%BD%D1%8B%D1%85\_%D0%B2%D0%B5%D0%BA%D1%82%D0%BE%D1%80%D0%BE%D0%B2

# Разработка базы данных

## Проектирование базы данных

### Структура исходной и выходной информации. Модель «сущность-связь».

### Логическая структура базы

## Разработка модели функционирования в архитектуре «клиент-сервер»

# Анализ процесса и концепции интеграции программных пакетов

## Требования к интеграции и принципы объединения

## Анализ и выбор архитектуры интеграции