УДК 004.891

Т.В. ПЕТРОВА, В.В. СЕРЕБРОВСКИЙ, А.Ф. РЫБОЧКИН, С.А. ФИЛИСТ,

Р.А. ТОМАКОВА

T.V. PETROVA, V.V. SEREBROVSKY, A.F. RYBOCHKIN, S.A. FILIST, R.A. TOMAKOVA

**МЕТОДОЛОГИЯ ОЦЕНКИ СИНХРОННОСТИ СИСТЕМНЫХ РИТМОВ ДЛЯ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ МОНИТОРИНГА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЖИВЫХ СИСТЕМ**

**METHODOLOGY OF ESTIMATION OF SYNCHRONITY OF SYSTEM RHYTHMS FOR COMPUTER TECHNOLOGIES OF MONITORING OF THE FUNCTIONAL STATE OF LIVING SYSTEMS**

*Предложены методы классификации функционального состояния сердечно-сосудистой системы, основанные на мониторинге эволюции амплитуд первой и второй гармоники системного ритма 0,1 Гц. В результате формируется многопоточная система обработки данных. Первый поток работает с не детектированным электрокардиосигналом, два других потока получаются в результате частотного анализа амплитудно- и частотно - детектированного электрокардиосигнала. Для построения интеллектуальной системы используются методы сжатия данных и гибридные решающие модули на основе нейронных сетей.*

***Ключевые слова:*** *системные ритмы, демодуляция сигналов, электрокардиосигнал, спектральный анализ, нейронные сети*

*Methods for the classification of the functional state of the cardiovascular system based on the monitoring of the evolution of the amplitudes of the first and second harmonics of the system rhythm of 0.1 Hz are proposed. As a result, a multithreaded data processing system is formed. The first stream works with an unrecognized electrocardio signal, the other two streams are obtained as a result of frequency analysis of the amplitude- and frequency-detected electrocardiogram. To build an intelligent system, data compression methods and hybrid decision modules based on neural networks*

***Key words:*** *system rhythms, signal demodulation, electrocardiosignal, spectral analysis, neural networks*

**Ведение.** При классификации функционального состояния живых систем определенному классу функционального состояния ставится в соответствие некоторый набор информативных признаков или предикторов, который получают в результате исследования системы. Одним из источников информации для получения вектора информативных признаков являются системные ритмы [1, 2], которые являются результатом взаимодействия подсистем сложной системы. Изменение их характеристик во времени и пространстве характеризует процессы создания и распада системных связей, направленные на поддержание гомеостазиса системы.

Наиболее значимыми колебательными процессами, определяющими функционирование сердечно-сосудистой системы (ССС) человека является процесс медленной регуляции кровяного давления и сердечного ритма с собственной частотой вблизи 0.1 Гц [1]. В результате взаимодействия эти ритмы проявляются в различных сигналах, в частности, в электрокардиосигнале (ЭКС).

Для выделения системных ритмов ЭКС должен быть демодулирован. Однако при исследовании ЭКС наблюдается сложная модуляция, приводящая к тому, что системный ритм модулирует как амплитуду ЭКС, так и его частоту. Кроме того, системный ритм проявляется даже в не демодулированном сигнале.

**Методы исследования.** Учитывая вышесказанное, была создана трехпотоковая модель формирования предикторов функционального состояния ССС, потоки которой получают путем обработки двух демодулированных и одного не демодулированного ЭКС.

Предикторы, получаемые из не демодулированного ЭКС, формируются посредством выделения из ЭКС двух гармоник системного ритма: первой - 0,1 Гц и второй - 0,2 Гц. Полагаем, что для анализа системного ритма достаточно две его гармонические составляющие.

Если рассмотреть математически спектр амплитудно модулированного или спектр частотно модулированного сигнала, то в нем должна отсутствовать частотная составляющая, соответствующая модулирующему сигналу. В результате модуляции происходит смещение спектра в зону модулируемого сигнала (для ЭКС это около 1 Гц). Объяснить появление спектра модулирующего сигнала в спектре модулированного сигнала можно, если в модель амплитудной модуляции системным ритмом в модулируемый сигнал ввести постоянную составляющую. Отметим, что постоянная составляющая всегда присутствует в ЭКС ввиду его несимметричности относительно оси абсцисс. Например, если модулируемый сигнал *u0+ucos2πt,* то амплитудно модулированный сигнал первой гармоники системного ритма 0,1 Гц определяется согласно выражению

, (1)

где *u0* – постоянная составляющая модулируемого сигнала, *u* – амплитуда модулируемого сигнала, *s0* – постоянная составляющая модулирующего сигнала, *s* - амплитуда модулирующего сигнала.

Выражение (1) показывает, что имеется возможность определить амплитуду соответствующей гармоники системного ритма *s* при экспериментальном определении величины спектральной составляющей этой гармоники в ЭКС *u0s* и постоянной составляющей ЭКС *u0*, то есть сформировать первый поток предикторов функционального состояния ССС.

Второй поток предикторов функционального состояния ССС формируется из амплитудно демодулированного ЭКС. С этой целью необходимо выбрать математическую операцию, которая являлась бы аналогом амплитудного демодулятора. В качестве такой операции выбрана операция вычисления абсолютного значения. Гармоника 0,1 Гц, выделенная из амплитудно демодулированного ЭКС, формирует второй поток предикторов функционального состояния ССС.

Для формирования третьего потока осуществляем частотную демодуляцию ЭКС. С этой целью осуществлялась сегментация ЭКС и формировался вариационный ряд RR-интервалов. Определяем средний RR-интервал и среднюю частоту как обратную величину среднего RR-интервала. Средняя частота определяет верхнюю границу частотного диапазона частотно демодулированного ЭКС. Определив экстремум амплитудно-частотной характеристики частотно демодулированного ЭКС в области первой гармоники системного ритма, сформируем третий поток.

Для формирования потоков необходимо выбрать окно ЭКС, которое назовем окном формирования системного потока. Ширина окна выбирается таким образом, чтобы в него вошло не менее десяти периодов первой гармоники системного ритма.

В трех потоках формируются временные ряды, которые характеризуют эволюцию первой и второй гармоники системного ритма. Для формирования пространства информативных признаков необходимо сжать данные, содержащиеся в этих временных рядах. Для этого могут быть использованы различные методы аппроксимации полученных временных рядов: полиномиальная аппроксимация, сплайн-интерполяция и гармоническая аппроксимация. Использование аппроксимации временных рядов позволило снизить число информативных признаков до трех-семи на гармонику в потоке [3, 4].

**Результаты исследования.** Для формирования временных рядов использовались исходные сигналы ЭКГ здоровых и больных людей, заимствованные с сайта physionet.org и программный продукт Mathcad 15.

Длина скользящего окна для спектрального анализа *N1* = 10000 отчетов; частота гармоник интереса f2 = 0.1 Гц, f3 = 0.2 Гц. При формировании вариационных рядов формируется цикл, в котором заданное окно *N1* смещается вправо на один отчет, при этом в каждом окне *N1* вычисляется спектр, определяется максимальная амплитуда гармоники в окрестностях частоты интереса и результат записывается в отдельный массив.

Для исследования в качестве примера были взяты сигналы ЭКГ для пациента с заболеванием апноэ в состоянии нормы и обострениями со следующими характеристиками: длительность сигнала - 3 минуты, частота дискретизации - 100 Гц. Исходный сигнал пациента с заболеванием апноэ в состоянии обострения характеризуется неравномерным следованием R-зубцов.

Для поиска максимальной амплитуды в окрестности частоты интереса используется сигнал в состоянии нормы и обострения патологии. Для выполнения задачи настоящих исследований была разработана процедура выделения максимальной амплитуды из исходного сигнала, в окрестности частоты гармоник интереса f1 = 0.05 Гц, f2 = 0.1 Гц, f3 = 0.2 Гц.

В соответствии с условиями поставленной задачи длина окна N1 = 10000 отчетов; частоты интереса f2 = 0.1Гц, f3 = 0.2 Гц. Была проведена обработка исходного сигнала по каждой частоте на апертуре 15000 отчетов. Так как заданная длина окна составляет 10000, то количество итераций составит 5000. Поэтому длительность полученного графика составляет 5000 отчетов.

После прохождения исходного сигнала через описанную выше процедуру получены данные, на основе которых построены графики максимальных амплитуд гармоник в окрестности частот интереса f2 = 0.1, f3 = 0.2 Гц в скользящем окне.

Для не демодулированного сигнала графики изменения гармоники 0,1 Гц в скользящем окне представлены на рисунке 1 и рисунке 2.

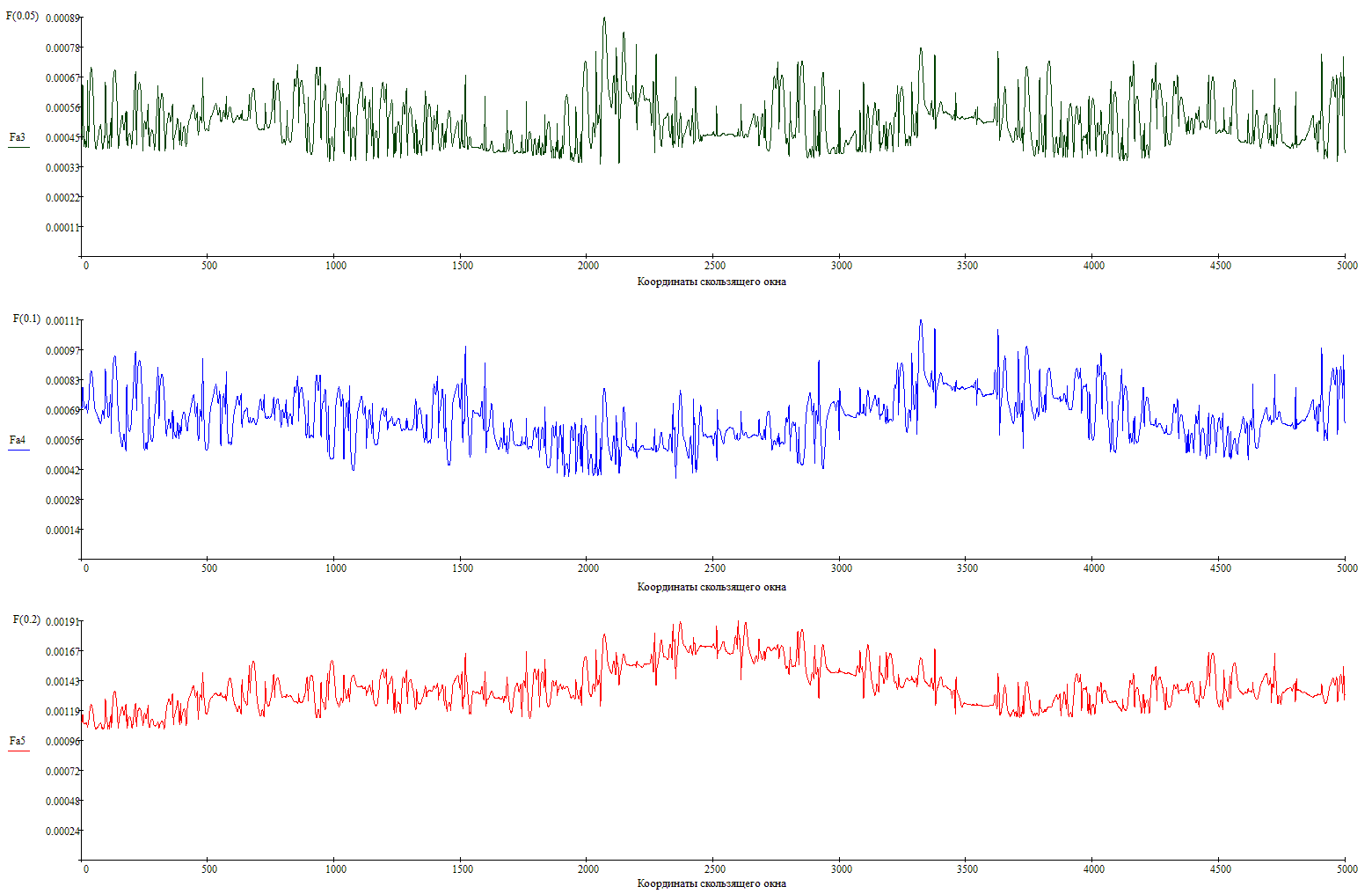


Рисунок 1 – График максимальных амплитуд для частоты 0.1 Гц в скользящем окне для ЭКС пациента в состоянии нормы

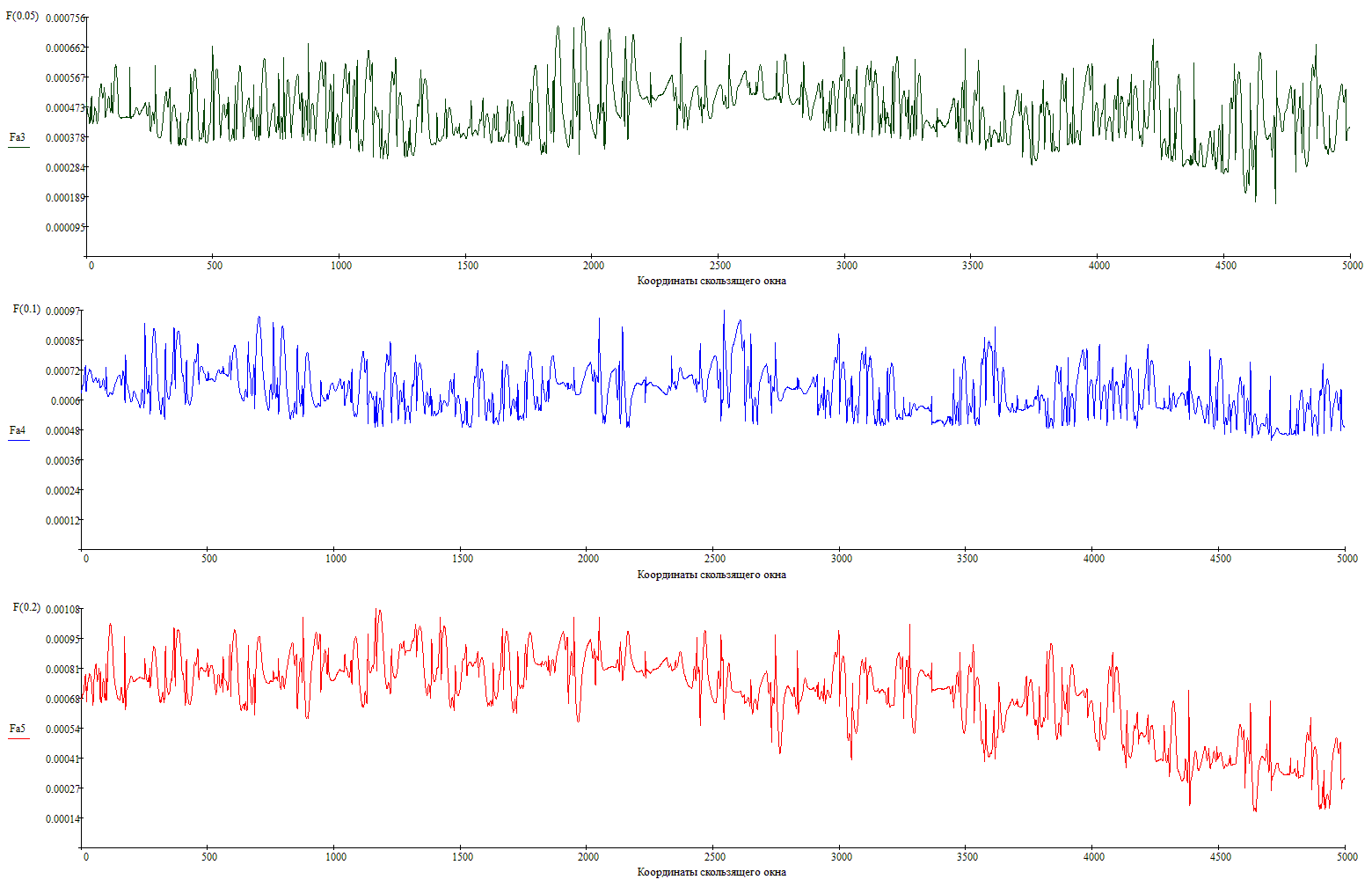


Рисунок 2 – График максимальных амплитуд для частоты 0.1 Гц в скользящем окне для ЭКС пациента в состоянии обострения заболевания апноэ

**Преобразование сигнала амплитудным детектором.** В качестве примера амплитудно-демодулированного сигнала использовались те же сигналы, что и для не демодулированного сигнала. После амплитудной демодуляции сигнал обрабатывался процедурой поиска максимальной амплитуды в окрестности частоты интереса. Графики максимальных амплитуд сигнала, пропущенного через амплитудный детектор в окрестности частоты интереса f2 = 0.1 Гц в скользящем окне для сигнала в состоянии нормы и их графики преобразования Фурье представлены на рисунках 4 и 5.

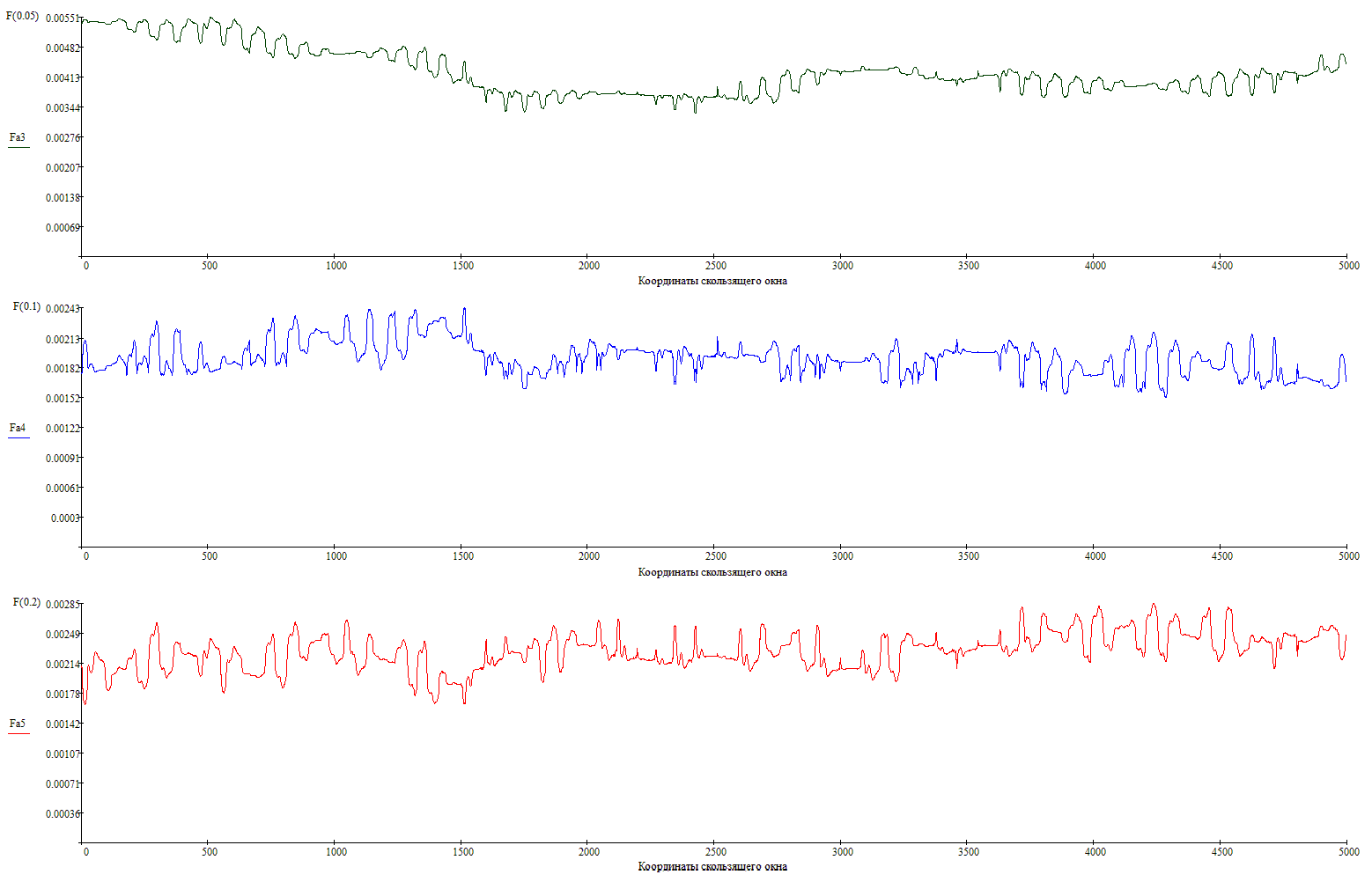


Рисунок 4 – График максимальных амплитуд для частоты 0.1 Гц, определенных в скользящем окне для ЭКС пациента в состоянии нормы, пропущенного через амплитудный детектор

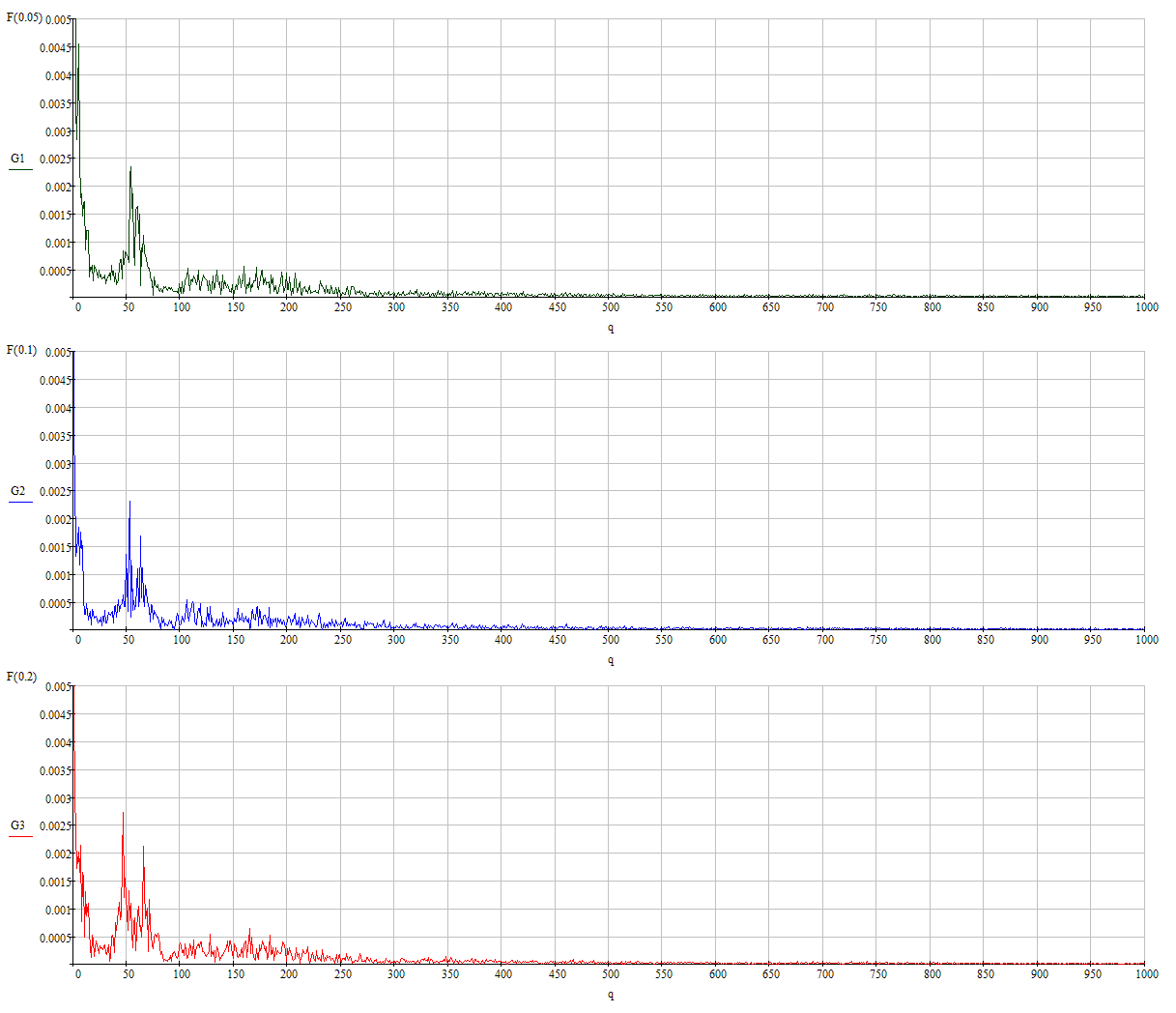


Рисунок 5 – График преобразования Фурье максимальных амплитуд для частот 0.1 Гц, определенных для ЭКС пациента без патологии, пропущенного через амплитудный детектор,

Графики амплитуд максимальных гармоник в окрестности частоты интереса f2 = 0.1 Гц в скользящем окне для сигнала в состоянии обострения заболевания апноэ и их графики функций преобразования Фурье представлены на рисунках 6 и 7.

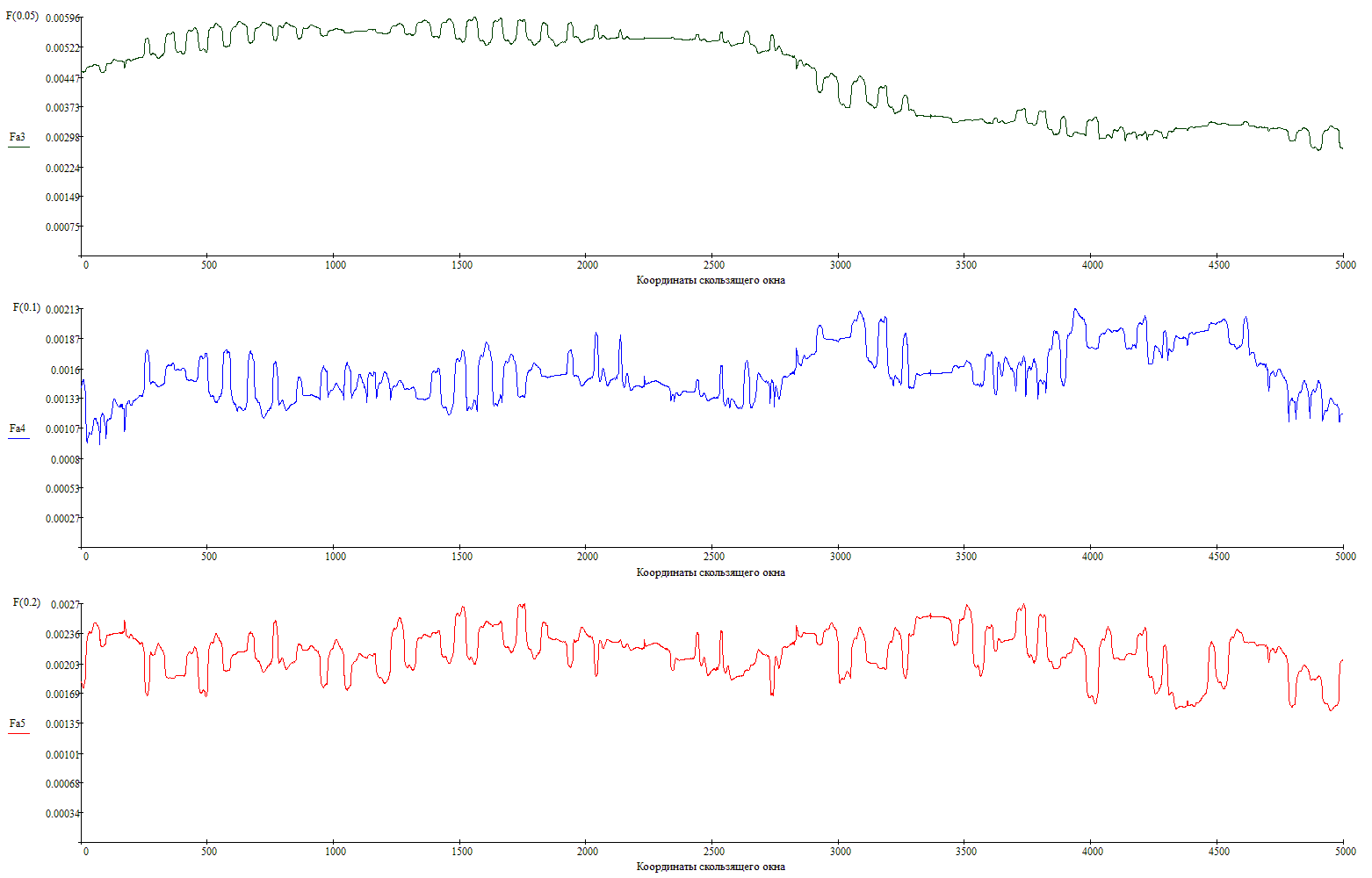


Рисунок 6 – График максимальных амплитуд для частоты 0.1 Гц, определенных в скользящем окне для ЭКС, пропущенного через амплитудный детектор, пациента в состоянии обострения заболевания апноэ

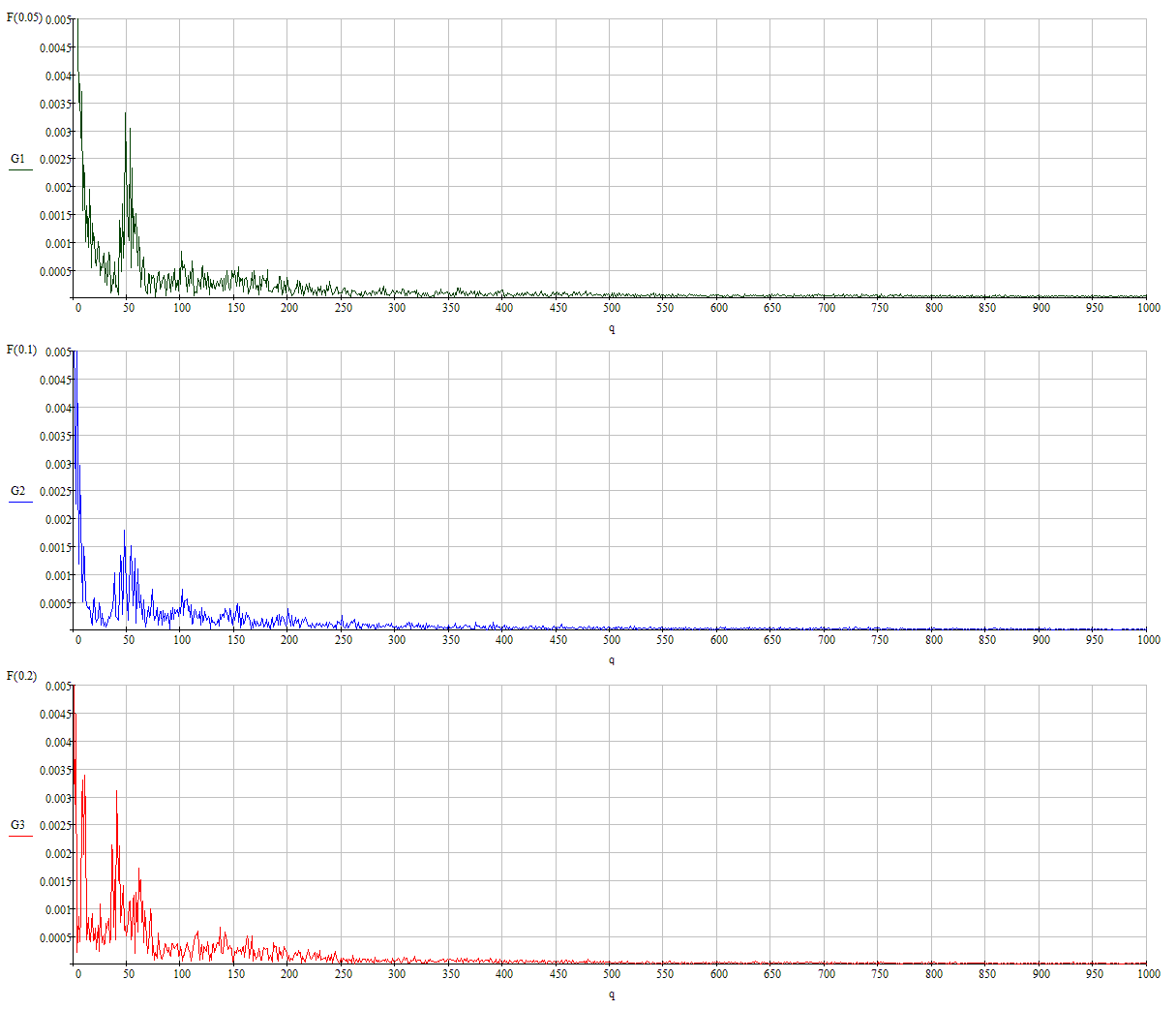


Рисунок -7 – Графики преобразования Фурье максимальных амплитуд для частот 0.1 Гц, определенных для ЭКС, пропущенных через амплитудный детектор, пациента в состоянии обострения заболевания апноэ

**Преобразование сигнала частотным детектором.** Для частотной демодуляции использовались сигналы, описанные выше. Для выполнения этой задачи была написана программа частотного демодулирования сигналов. Графики амплитуд максимальных гармоник в окрестности частоты интереса f2 = 0.1 Гц в скользящем окне для пациента без патологии и их графики функций преобразования Фурье представлены на рисунках 8 и 9.

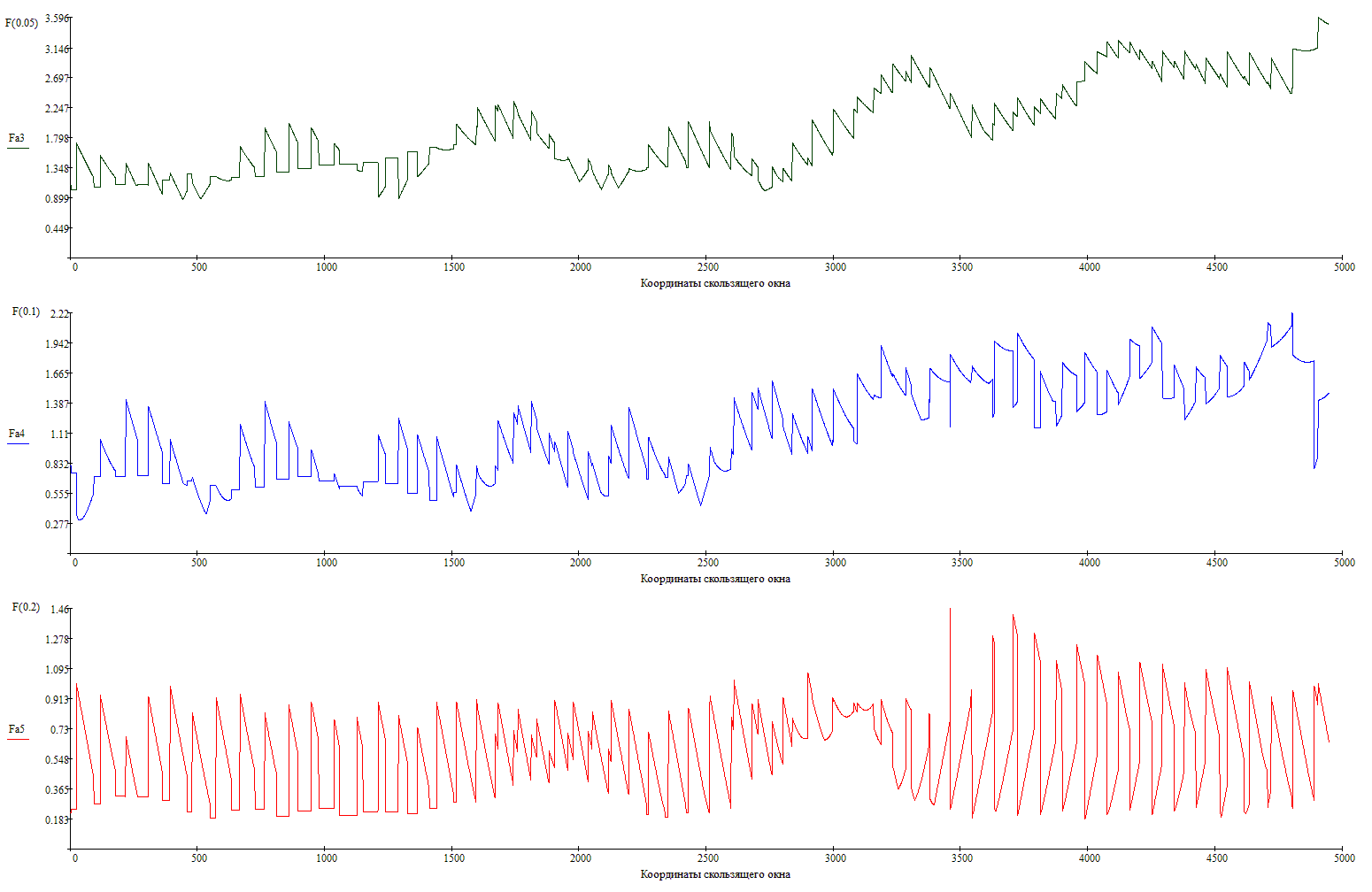


Рисунок 8 – График максимальных амплитуд для частоты 0.1 Гц, определенных для ЭКС, пропущенного через частотный детектор, пациента в состоянии нормы

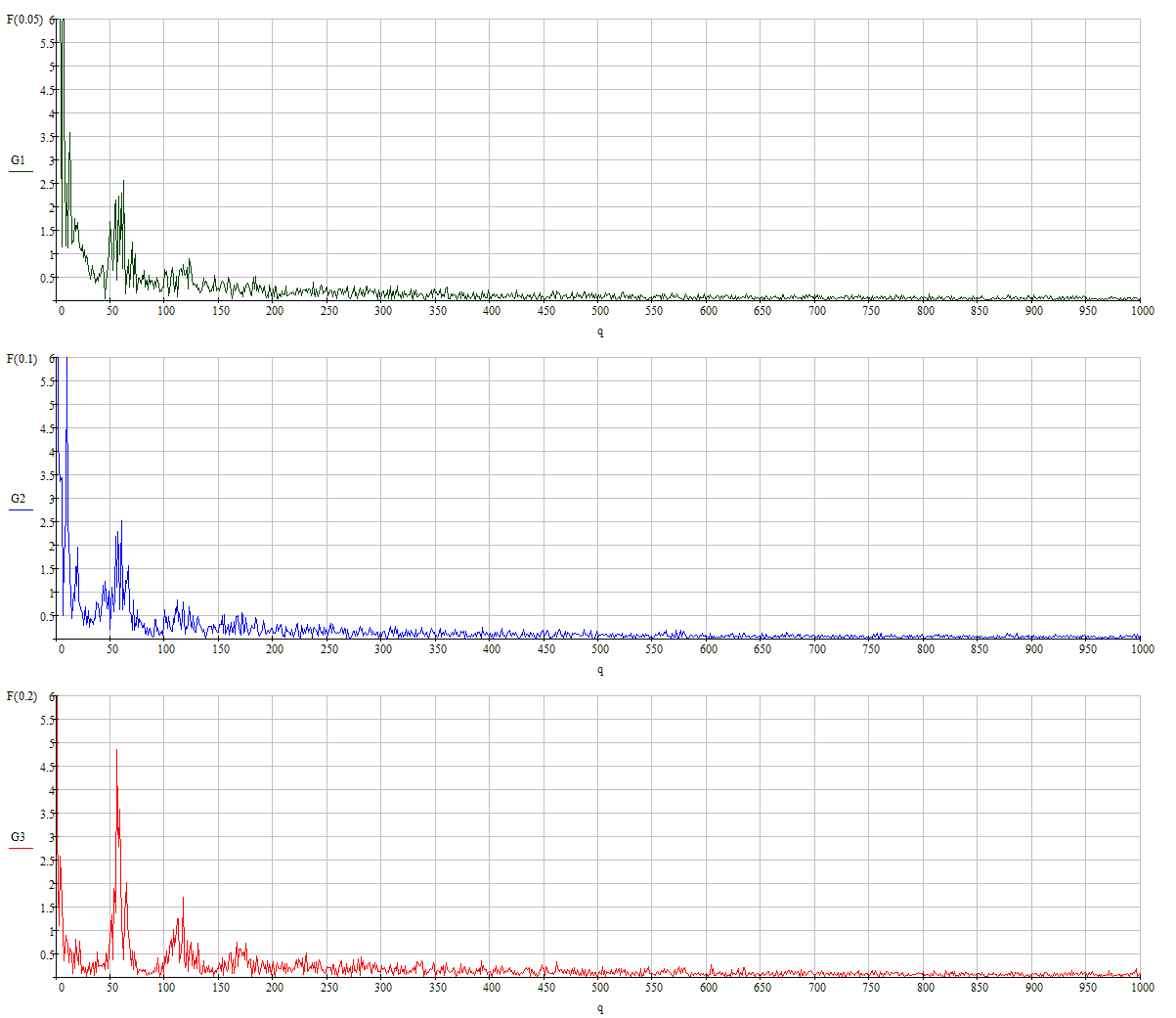


Рисунок -9 – График преобразования Фурье максимальных амплитуд, для ЭКС, пропущенного через частотный детектор, для частот 0.1 Гц пациента без патологии

График максимальных амплитуд гармоник в окрестности частоты интереса f2 = 0.1 Гц в скользящем окне для сигнала с заболеванием апноэ в состоянии обострения и их график функций преобразования Фурье представлены на рисунке 10 и 11.

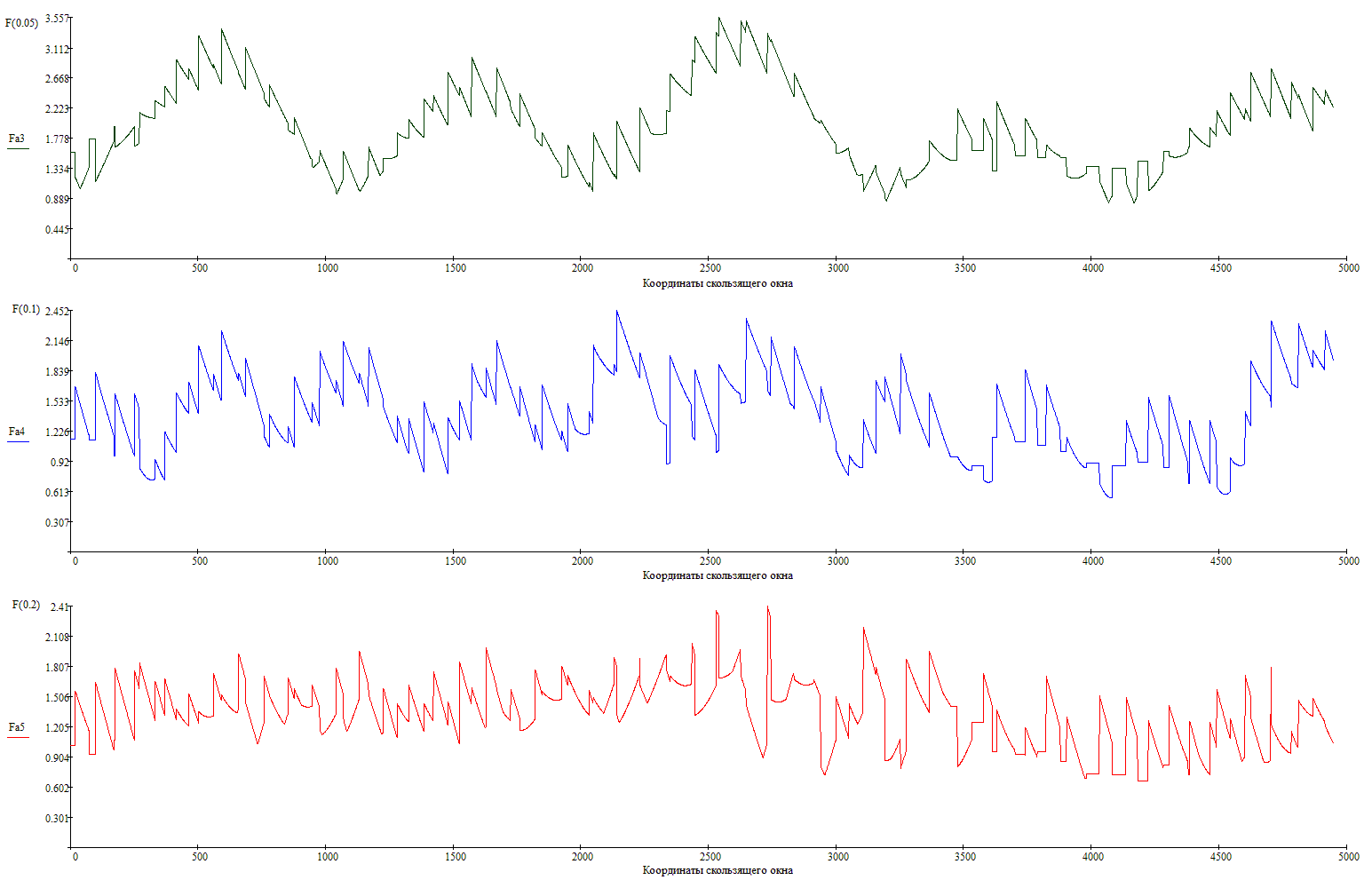


Рисунок 10 – График максимальных амплитуд, определенных для ЭКС, пропущенного через частотный детектор, для 0.1 Гц в скользящем окне пациента с заболеванием апноэ в состоянии обострения



Рисунок -11 – График преобразования Фурье максимальных амплитуд для частот 0.1 Гц, пропущенных через частотный детектор, пациента с заболеванием апноэ в состоянии обострения

**Выводы.** В результате проведенных исследований получены следующие результаты.

1. Разработан метод формирования вектора информативных признаков классификации функционального состояния сердечно-сосудистой системы, основанный на выделении трех потоков эволюции амплитуд первой и второй гармоники системного ритма 0,1 Гц. Первый поток работает с не детектированным электрокардиосигналом, два других потока получаются в результате частотного анализа амплитудно и частотно детектированного электрокардиосигнала. Для построения интеллектуальной системы используются методы сжатия данных и гибридные решающие модули.

2. Разработаны алгоритм и программа выделения максимальной амплитуды из исходного сигнала, позволяющие выделять необходимые гармоники из исходного сигнала и производить с ними различные преобразования.

3. Разработаны алгоритмы и программа частотного демодулирования сигналов, позволяющие выделять необходимые гармоники из исходного сигнала и производить с ними различные преобразования на основе частотного модулирования.

4. Проведена обработка загруженных файлов при следующих условиях: длина окна -10000 отчетов; частоты гармоник интереса 0.05, 0.1 и 0.2 Гц. Получены графики максимальных амплитуд гармоник в окрестностях частоты интереса для каждого окна с использованием различных видов демодуляций (без модуляции, с амплитудной модуляцией, с частотной модуляцией), которые использовались для формирования пространства информативных признаков для нейросетевых классификаторов риска сердечно-сосудистых осложнений.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Безручко, Б.П. Методика исследования синхронизации колебательных процессов с частотой 0,1 Гц в сердечно-сосудистой системе человека / Б.П. Безручко, В.И. Гриднев, А.С. Караваев и др. // Известия вузов «ПНД». – 2009. - Т. 17, № 6. – С.44-56.
2. Филист, С.А. Многомерная частотная селекция в задачах анализа медленных волн / С.А. Филист, А.П. Белобров, А.А. Кузьмин // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2010. - №2. - С.4-10.
3. Филист, С.А. Алгоритм выделения медленных волн и дыхательных ритмов из электрокардиосигнала / С.А. Филист, В.В. Жилин, В.Н. Мишустин и др. // Медицинская техника. - 2013. - №4. - С. 21-23.
4. Филист, С.А. Использование гибридных нейросетевых моделей для многоагентных систем классификации в гетерогенном пространстве информативных признаков/ С.А. Филист, А.Г. Курочкин, В.В. Жилин и др. // прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. научно-технический журнал. – 2015. № 3 (31).-C.85-95.

**Петрова Татьяна Владимировна**

Юго-Западный государственный университет, г. Курск

аспирант кафедры «Биомедицинская инженерия»

Тел.: +7(921) 941-60-07

E-mail: ptata@ya.ru

**Серебровский Вадим Владимирович**

Юго-Западный государственный университет, г. Курск

Д.т.н., профессор кафедры «Программная инженерия»

Тел.: +7(903) 870-11-10

E-mail: [shatolg@mail.ru](mailto:shatolg@mail.ru)

**Рыбочкин Анатолий Федорович**

Юго-Западный государственный университет, г. Курск

Д.т.н., профессор кафедры «Космическое приборостроение»

Тел.: +7(951) 338-73-13

E-mail: [sort@mail.ru](mailto:sort@mail.ru)

**Филист Сергей Алексеевич**

Юго-Западный государственный университет, г. Курск

Д.т.н., профессор кафедры «Биомедицинская инженерия»

Тел.: +7(4712) 22-26-61

E-mail: [SFilist@gmail.com](mailto:SFilist@gmail.com)

**Томакова Римма Александровна**

Юго-Западный государственный университет, г. Курск

Д.т.н., профессор кафедры «Программная инженерия»

Тел.: +7(920) 267-39-33

E-mail: rtomakova@mail.ru