

ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский
государственный университет имени Н.Г. Чернышевского»
Саратовский филиал ФГБУН «Институт радиотехники и электроники им.
В.А. Котельникова РАН»

На правах рукописи



БОРОВКОВА Екатерина Игоревна

**РАЗРАБОТКА И АПРОБАЦИЯ МЕТОДОВ ОПРЕДЕЛЕНИЯ
ГРАНИЦ ИНТЕРВАЛОВ СИНХРОНИЗАЦИИ ПО НЕСТАЦИОНАРНЫМ
ВРЕМЕННЫМ РЯДАМ**

01.04.03 – Радиофизика

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Научный руководитель:
кандидат физико-математических наук,
Карavaев Анатолий Сергеевич

Саратов – 2018

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	4
ГЛАВА 1. ДИАГНОСТИКА ЗАХВАТА ФАЗ И ЧАСТОТ НЕАВТОНОМНЫХ ГЕНЕРАТОРОВ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ СИГНАЛОМ ПЕРЕМЕННОЙ ЧАСТОТЫ.....	15
1.1. Введение.....	15
1.2. Диагностика синхронизации.....	17
1.2.1. Фазовая и частотная синхронизация.....	17
1.2.2. Выделение мгновенной фазы сигнала.....	18
1.2.3. Методы диагностики синхронизации.....	20
1.3. Синхронизация модели эталонного осциллятора в численном эксперименте.....	25
1.3.1. Неавтономный нелинейный осциллятор.....	26
1.3.2. Результаты.....	27
1.3.3. Выводы.....	34
1.4. Натурный эксперимент.....	35
1.4.1. Синхронизация хаотического генератора с запаздывающей обратной связью в радиофизическом эксперименте.....	35
1.4.1.1. Гибридный генератор с запаздывающей обратной связью.....	35
1.4.1.2. Результаты.....	41
1.4.1.3. Выводы.....	47
1.4.2. Синхронизация сложных систем на примере анализа данных натурных экспериментов.....	48
1.4.2.2. Экспериментальные данные.....	49
1.4.2.3. Результаты.....	53
1.5. Результаты и выводы.....	71
ГЛАВА 2. ДИАГНОСТИКА ФАЗОВОЙ СИНХРОНИЗАЦИИ ВЗАИМОДЕЙСТВУЮЩИХ АВТОГЕНЕРАТОРОВ ПО НЕСТАЦИОНАРНЫМ ВРЕМЕННЫМ РЯДАМ.....	73
2.1. Введение.....	73
2.2. Методы диагностики синхронизации по нестационарным данным.....	73
2.3. Предложенный метод диагностики интервалов фазовой синхронизации.....	75

2.4. Синхронизация эталонного осциллятора в ходе численного моделирования	78
2.5. Результаты анализа нестационарных данных натуральных объектов.....	79
2.5.1. Методика анализа синхронизации	80
2.5.2. Анализ статистической значимости результатов	84
2.5.3. Выбор параметров метода.....	86
2.5.4. Анализа экспериментальных данных	90
2.6. Результаты и выводы.....	94
ГЛАВА 3. СОПОСТАВЛЕНИЕ МЕТОДОВ ДИАГНОСТИКИ СИНХРОНИЗАЦИИ ПРИ АНАЛИЗЕ НЕСТАЦИОНАРНЫХ ДАННЫХ.	96
3.1. Введение.....	96
3.2. Сопоставляемые методы	98
3.3. Формирование ансамбля тестовых данных.....	101
3.4. Сопоставление методов.....	108
3.5. Результаты и выводы.....	111
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	113
СПИСОК ОСНОВНЫХ РАБОТ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ.....	115
БЛАГОДАРНОСТИ.....	120
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	121

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность работы

Явление синхронизации, впервые описанное в 1665 году Христианом Гюйгенсом как согласованность хода взаимодействующих часов, оказалось фундаментальным явлением, широко представленным в нелинейных колебательных системах различной природы. Со временем содержание этого термина переосмысливалось и в настоящее время под ним понимается подстройка фаз и частот колебаний автоколебательных (в том числе хаотических) систем при воздействии на них внешних сигналов, либо в результате их взаимодействия, а также полная синхронизация хаоса [1]. В этом смысле он используется и в диссертационной работе.

Исключительно велика и практическая значимость явления синхронизации - оно успешно используется для организации устойчивого взаимодействия элементов и движений в многокомпонентных устройствах, стабилизации изображений, диагностики связей в ансамблях, а ее уменьшение рассматривают в качестве предвестника разрушения структур [2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13].

В диссертационной работе решаются задачи определения границ интервалов синхронизации по экспериментальным временным реализациям, что является типичной задачей при изучении объектов и явлений реального мира.

Для решения задачи диагностики синхронизации (определения границ интервалов синхронизации) по временным реализациям колебаний был предложен целый ряд методов, основанных на анализе мгновенных фаз [14, 15], использовании методов статистики и спектральном анализе [16, 17, 18], теоретико-информационных подходах [19], анализе фазовых пространств [20, 21].

Большинство известных методов определения границ интервалов синхронизации ориентированы на использование длинных (сотни характерных

периодов) стационарных временных реализаций. Однако, для многих колебательных систем реального мира характерны быстрые изменения параметров, в частности, коэффициентов связи, которые приводят к смене синхронного и несинхронного поведения взаимодействующих систем за время наблюдения и во многих областях науки и техники возникают задачи, требующие анализа характера взаимодействия и количественной оценки степени синхронизации систем по нестационарным данным, для которых характерно чередование интервалов синхронизации и несинхронного поведения [3, 22, 23, 24].

Представленная диссертационная работа ориентирована на анализ таких нестационарных данных. Она включает решение нескольких конкретных задач в данном направлении. Решается задача определения границ интервалов синхронизации по экспериментальным временным рядам неавтономных генераторов, при воздействии на них сигналом, частота которого изменяется во времени. Разработан метод определения границ интервалов фазовой синхронизации взаимодействующих автогенераторов по нестационарным данным. Проведено сопоставление возможностей предложенного метода с несколькими известными подходами. Апробация известных и предложенного метода, сопоставление их возможностей и границ применимости проведены в работе при анализе временных реализаций объектов различной природы.

В работе анализировались временные реализации эталонных нелинейных осцилляторов, полученные в ходе численного интегрирования их модельных уравнений на компьютере. Такие объекты удобны для тестирования метода, так как все их свойства и параметры полностью контролируются исследователем. Известные и развиваемые методы определения границ интервалов синхронизации также апробировались при анализе временных реализаций радиофизических автогенераторов и других натуральных объектов. Исследование синхронизации таких объектов позволяет оценить возможности методов анализа в условиях наличия шумов, искажений и нестационарности, характерных для экспериментальных данных.

Выбор задач, рассматриваемых в диссертационной работе, ориентированных на развитие и применение в фундаментальных и прикладных исследованиях методов анализа синхронизации взаимодействующих нелинейных объектов различной физической природы по их нестационарным экспериментальным временным рядам, свидетельствует о соответствии тематики диссертационной работы формуле специальности 01.04.03 - радиофизика. Диссертация соответствует пунктам 2 и 4 паспорта данной специальности.

Разработка чувствительного метода определения границ интервалов синхронизации по нестационарным экспериментальным данным, а также выявление возможностей, ограничений и границ применимости предложенного и известных методов при анализе синхронизации практически важных натуральных систем определяет актуальность исследования.

Цель диссертационной работы: разработка метода определения границ интервалов синхронизации, сопоставление его возможностей с известными методами при анализе нелинейных колебательных систем, а также апробация методов диагностики синхронизации при анализе нестационарных экспериментальных временных реализаций систем различной природы.

Для достижения цели решались следующие **основные задачи:**

1. Анализ результатов применения комплекса известных методов определения границ интервалов синхронизации по временным рядам при анализе реализаций численной модели нелинейного неавтономного генератора и при моделировании эффекта просачивания.
2. Определение границ интервалов синхронизации неавтономного радиофизического генератора с запаздывающей обратной связью и других натуральных объектов с помощью комплекса известных методов.
3. Разработка метода определения границ интервалов фазовой синхронизации, позволяющего выявлять границы интервалов фазовой синхронизации при анализе нестационарных временных реализаций

взаимодействующих автогенераторов, для которых характерно чередование интервалов синхронизации и несинхронного поведения.

4. Оценка работоспособности предложенного метода определения границ интервалов синхронизации при анализе нестационарных временных реализаций неавтономного генератора в численном эксперименте, в ходе которого осуществляется модуляция коэффициента связи, а также временных реализаций, полученных в натурных экспериментах.

5. Сопоставление предложенного в диссертации метода определения границ интервалов синхронизации с известными методами при анализе специальным образом сформированных тестовых временных реализаций, воспроизводящих статистические свойства экспериментальных данных.

Структура и объем диссертации. Диссертация состоит из введения, трех глав, заключения и списка литературы. Объем диссертации – 127 страниц, включая 24 страницы иллюстраций и 7 страниц списка литературы из 67 наименований.

Во введении обоснована актуальность проводимых в работе исследований, их научная новизна и практическая значимость, их достоверность и личный вклад соискателя, сформулированы цель и задачи диссертации, кратко изложено содержание работы, основные положения и результаты, выносимые на защиту, приведены сведения об апробации результатов.

В первой главе решаются задачи диагностики захвата фаз и частот по нестационарным временным реализациям неавтономных автогенераторов различной природы, находящихся под воздействием линейно-частотно-модулированного сигнала. Возможности методов по анализу сигналов сложных систем апробируются при обработке временных рядов эталонных осцилляторов, экспериментальных реализаций хаотического радиотехнического генератора и в натурных экспериментах.

Для изучения возможности различения захвата частот и фаз и типичного для систем реального мира паразитного линейного смешивания сигналов в

измерительном канале методы диагностики синхронизации применялись для анализа временных рядов, полученных в ходе численного интегрирования эталонного неавтономного генератора Ван дер Поля, находящегося под воздействием линейно-частотно-модулированного гармонического сигнала и при линейном подмешивании линейно-частотно-модулированного сигнала к временным реализациям автономного генератора. Показано, что используемые методы анализа демонстрируют близкие результаты, позволяя корректно диагностировать интервалы захвата частот и фаз, с погрешностью не превышающей 1 характерного периода, и позволяют различить синхронизацию от паразитного эффекта просачивания.

Вторым исследуемым объектом являлся радиофизический неавтономный хаотический генератор с запаздывающей обратной связью, находящийся под линейно-частотно-модулированным гармоническим воздействием. По экспериментальным временным рядам для нескольких значений амплитуд внешнего воздействия показано, что все методы позволяют диагностировать интервалы синхронизации порядка 1:1 автоколебаний генератора внешним сигналом и идентифицировать их границы.

После апробации и тестирования методов диагностики синхронизации при анализе реализаций эталонных моделей нелинейной динамики и временных рядов радиофизического генератора был проведен анализ синхронизации контуров сердечно-сосудистой системы, имеющих характерные частоты колебаний около 0.1 Гц и обеспечивающих регуляцию частоты сердечных сокращений и среднего артериального давления в соответствии с текущими потребностями организма. Для этого были проведены активные эксперименты, в которых изучался захват линейно-частотно-модулированным сигналом дыхания (частота вдохов линейно нарастала от 0.05 Гц до 0.25 Гц в течение 25 минут) фаз и частот контуров регуляции частоты сердечных сокращений и среднего артериального давления. Были выявлены длительные интервалы захвата сигналом дыхания частоты и фазы сигналов анализируемых контуров длительностью до 1080 с (более 100 характерных периодов колебаний).

Выявленное смещение интервалов синхронизации анализируемых контуров друг относительно друга позволило сделать вывод о том, что анализируемые контуры могут рассматриваться, как взаимодействующие автогенераторы.

Во второй главе диссертации предложен метод диагностики фазовой синхронизации, основанный на кусочно-линейной аппроксимации мгновенной разности фаз в скользящем окне и оценке углового коэффициента наклона аппроксимирующей прямой, позволяющий выявлять границы интервалов фазовой синхронизации при анализе нестационарных временных реализаций взаимодействующих автогенераторов, для которых характерно чередование интервалов синхронизации и несинхронного поведения.

В численном эксперименте при анализе нестационарных временных реализаций неавтономного генератора Ван дер Поля при модуляции коэффициента связи в присутствии шума продемонстрирована работоспособность предложенного метода и проведена работа по выбору значений свободных параметров метода: l , a , b .

Разработанный метод был применен для диагностики синхронизации одновременно зарегистрированных в натурном эксперименте зашумленных временных рядов автогенераторов биологической природы имеющих собственные частоты колебаний около 0.1 Гц. Для этого была предложена методика включающая этапы регистрации экспериментальных сигналов, выделения сигналов, отражающих активность исследуемых автогенераторов путем полосовой фильтрации сигналов в полосе 0.06-0.14 Гц, выделение мгновенных фаз этих частотных составляющих с помощью преобразования Гильберта, расчет интегрального индекса – суммарного процента фазовой синхронизации S , характеризующего степень фазовой синхронизации систем по нестационарным временным реализациям, и оценку его статистической значимости. Проведена работа по уточнению значений свободных параметров метода с помощью сопоставления результатов диагностики синхронизации по экспериментальным сигналам и сгенерированных специальным образом

суррогатным данным, связи между сигналами которых были заведомо разрушены.

Третья глава посвящена сопоставлению известных методов диагностики фазовой синхронизации, позволяющих выявлять границы интервалов фазовой синхронизации при анализе нестационарных временных реализаций взаимодействующих автогенераторов, для которых характерно чередование интервалов синхронизации и несинхронного поведения.

В ходе ROC-анализа, позволяющего оценить чувствительность и специфичность сопоставляемых методов диагностики синхронизации при разных наборах свободных параметров, проведено сопоставление трех методов диагностики фазовой синхронизации: предложенного метода, основанного на кусочно-линейной аппроксимации мгновенной разности фаз в скользящем окне, метода, основанного на оценке коэффициента фазовой когерентности, и метода, основанного на оценке коэффициента диффузии фазы.

Сопоставление проведено при переборе свободных параметров рассматриваемых методов диагностики фазовой синхронизации в широком диапазоне значений, при анализе специальным образом приготовленных ансамблей тестовых временных реализаций автогенераторов биологической природы, имеющих собственные частоты колебаний около 0.1 Гц, воспроизводящих статистические свойства экспериментальных разностей фаз натуральных систем.

Показано, что метод, предложенный в диссертации, демонстрирует лучшее соотношение чувствительности и специфичности при различных уровнях шумов.

На защиту выносятся следующие положения:

1. Использование комплекса методов определения границ интервалов синхронизации позволило выявить наличие синхронизации контуров регуляции частоты сердечных сокращений и среднего артериального давления внешним сигналом дыхания, частота которого нарастает около собственной частоты

колебаний контуров, позволяя наблюдать интервалы синхронизации длительностью более 100 характерных периодов собственных колебаний.

2. Разработанный метод, основанный на кусочно-линейной аппроксимации мгновенной разности фаз в скользящем окне и оценке углового коэффициента наклона аппроксимирующей прямой, позволяет определять границы интервалов фазовой синхронизации по нестационарным временным реализациям взаимодействующих автоколебательных систем, для которых характерно чередование интервалов синхронизации длительностью более двух характерных периодов и несинхронного поведения.

3. Анализ тестовых разностей мгновенных фаз, приготовленных с помощью специализированного метода, позволяющего воспроизводить статистические свойства нестационарных экспериментальных реализаций, содержащих нерегулярно чередующиеся интервалы фазовой синхронизации и несинхронного поведения, позволил сделать вывод о более высокой чувствительности разработанного метода, основанного на кусочно-линейной аппроксимации мгновенной разности фаз в скользящем окне и оценке углового коэффициента наклона аппроксимирующей прямой по сравнению с известными методами, основанными на оценке коэффициента фазовой когерентности и коэффициента дисперсии фазы.

Научная новизна результатов работы состоит в следующем

1. Проведено сопоставление ряда известных методов определения границ интервалов синхронизации при анализе временных реализаций неавтономного нелинейного осциллятора, находящегося под воздействием линейно-частотно-модулированным гармоническим сигналом, а также временных реализаций автономного осциллятора, к которым линейно подмешивался такой линейно-частотно-модулированный сигнал.

2. С помощью комплекса радиофизических методов определения границ интервалов захвата фаз и частот на примере анализа временных реализаций, полученных в натуральных экспериментах, диагностированы и количественно сопоставлены границы синхронизации нескольких авторегенераторов

находящихся под воздействием общего линейно-частотно-модулированного сигнала для исследования автоколебательного характера их динамики.

3. Разработан метод определения границ интервалов фазовой синхронизации, основанный на кусочно-линейной аппроксимации разности мгновенных фаз в скользящем окне и контроле угла наклона аппроксимирующей прямой, позволяющий определить границы интервалов синхронизации по нестационарным сигналам взаимодействующих автогенераторов, для которых характерна динамика с чередованием интервалов синхронизации и несинхронного поведения.

4. Предложена методика формирования искусственных нестационарных временных реализаций мгновенных фаз взаимодействующих автогенераторов различной природы, включающих чередующиеся интервалы с синхронным и несинхронным поведением мгновенных фаз, воспроизводящих статистические свойства экспериментальных сигналов.

5. Проведено сопоставление предложенного метода определения границ интервалов синхронизации, основанного на кусочно-линейной аппроксимации разности мгновенных фаз в скользящем окне с контролем угла наклона аппроксимирующей прямой, с известными методами, основанными на оценке коэффициента фазовой когерентности и коэффициента диффузии фазы.

Научное и практическое значение результатов работы.

Результаты развития новых и апробации известных методов диагностики синхронизации автоколебательных систем при анализе нестационарных временных реализаций, для которых характерно чередование интервалов фазовой синхронизации и несинхронного поведения, представляют фундаментальный интерес с точки зрения радиофизики, позволяя развить исследовательский инструментарий методов анализа сигналов систем различной природы по временным рядам. Практическое значение работы подчеркивается тем, что результаты работы реализованы в виде комплекса компьютерных программ и в настоящее время используются в ходе исследований на базе Саратовского отделения ИРЭ им. В.А. Котельникова

РАН, СГУ им. Н.Г. Чернышевского, СГТУ им. Ю.А. Гагарина, ООО "Наука и инновации" и др.

Достоверность научных выводов обусловлена статистическим анализом результатов обработки экспериментальных данных, тестированием разработанных методов диагностики фазовой синхронизации на эталонных математических и радиофизических моделях, тестовых данных, совпадением ряда результатов и выводов с результатами и выводами других авторов, полученных с помощью других методов.

Личный вклад соискателя. Постановка цели и задач диссертационной работы, интерпретация результатов осуществлялись совместно с научным руководителем. Обзор литературы, разработка развиваемых методов диагностики фазовой синхронизации, анализ экспериментальных данных, создание компьютерных программ для численного моделирования и реализации развиваемых подходов, проведение численных экспериментов и сравнительный анализ известных ранее и вновь предложенных методов выполнены непосредственно автором.

Апробация работы и публикации.

Результаты, полученные в диссертационной работе, опубликованы в 18 печатных работах: 6 работ – в реферируемых журналах, индексируемых в международных базах Web of Science и Scopus, 3 работы в списках русскоязычных журналов, рекомендованных ВАК для публикации материалов диссертационных работ. Результаты работ были представлены на 9 международных и всероссийских научных конференциях. Получены 9 свидетельств об официальной регистрации программ для ЭВМ.

Основные результаты диссертации были представлены на научных семинарах в СФ ИРЭ им. В.А. Котельникова РАН, на кафедре динамического моделирования и биомедицинской инженерии ФНиБМТ СГУ им. Н.Г. Чернышевского и на всероссийских школах-конференциях: «Нелинейные волны», г. Н.Новгород, 2016; «Наноэлектроника, нанофотоника и нелинейная физика», г. Саратов, 2008, 2012, 2014–2016; «Нелинейные

колебания механических систем», г. Н. Новгород, 2012; «Волновые явления в неоднородных средах», г. Звенигород, 2010; «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине», г. Саратов, 2007, 2012, 2016.

Проведенные исследования были поддержаны Российским научным фондом (14-12-00291, 17-12-01008) Российским фондом фундаментальных исследований (16-32-00326, 13-02-00227, 15-02-03061, 14-08-31145), Фондом некоммерческих программ «Династия», грантами Президента РФ (МК-4435.2012.8, НШ-1726.2014.2) и стипендией Президента РФ (СП-3975.2013.4), Фондом содействия развитию малых форм предприятий в научно–технической сфере, программами РАН и Министерства образования и науки РФ.

ГЛАВА 1. ДИАГНОСТИКА ЗАХВАТА ФАЗ И ЧАСТОТ НЕАВТОНОМНЫХ ГЕНЕРАТОРОВ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ СИГНАЛОМ ПЕРЕМЕННОЙ ЧАСТОТЫ

1.1. Введение

В первой главе решаются задачи диагностики захвата фаз и частот по нестационарным временным реализациям неавтономных автогенераторов различной природы, находящихся под воздействием линейно-частотно-модулированного сигнала.

Исследование динамики сложных натуральных систем по экспериментальным данным является типичной задачей при изучении объектов и явлений реального мира. В случае если знания об объекте исследования ограничены и доступны только отдельные временные реализации, решение такой задачи является сложным и нетривиальным. В таких условиях постановка активного эксперимента с воздействием на объект известным внешним сигналом может являться единственным способом получения объективной информации [1].

Несколько радиофизических методов диагностики захвата частот и фаз неавтономных генераторов используется для исследования особенностей динамики элементов сердечно-сосудистой системы, обеспечивающих подстройку частоты сердечных сокращений и среднего артериального давления в активных экспериментах.

Известен ряд методов диагностики фазового и частотного захвата, ориентированных на анализ по длительным (сотни характерных периодов) стационарным временным реализациям, для которых не характерны быстрые изменения параметров систем или коэффициентов связи между системами, приводящие к смене синхронного и несинхронного поведения систем за время наблюдения [19, 20, 21]. Но во многих практически важных задачах в области радиофизики, техники и других областях, включающих анализ реализаций натуральных объектов, возникает необходимость диагностировать синхронизацию

именно по сильно нестационарным сигналам, при однонаправленном воздействии на генератор линейно-частотно-модулированным сигналом, скорость перестройки частоты которого достаточно высока относительно характерных временных масштабов автогенератора. В этом случае, частота и фаза неавтономного генератора захватывается внешним сигналом на одной границе клюва синхронизации, динамика системы некоторое время остается синхронной, затем происходит скачкообразный выход из синхронного режима на другой границе клюва.

Во втором разделе главы проведен анализ известных методов диагностики синхронизации, которые для повышения достоверности результатов параллельно использовались при выявлении интервалов захвата частот и фаз колебаний по нестационарным временным рядам систем различной природы.

В третьем разделе данной главы возможности используемых методов по различению синхронизации и просачивания (паразитного линейного смешивания сигналов в измерительном канале) исследуются в ходе численного моделирования с использованием эталонного объекта - неавтономного нелинейного осциллятора. Такие объекты удобны для тестирования метода, так как все их свойства и параметры полностью контролируются исследователем.

В четвертом разделе методы диагностики синхронизации апробировались при анализе временных реализаций радиофизических автогенераторов и других натуральных объектов. Исследование синхронизации таких объектов позволяет оценить возможности методов анализа в условиях наличия шумов, искажений и нестационарности, характерных для экспериментальных данных.

Радиофизические системы являются промежуточными по сложности анализа объектами между численными моделями и системами реального мира, позволяя при этом в широких пределах настраивать и контролировать значения параметров, оценивать влияние на методы анализа данных шумов и искажений, характерных для натуральных объектов. В разделе 1.4.1 методы диагностики фазовой синхронизованности применяются к временным рядам колебаний

напряжения на выходе неавтономного радиофизического генератора с запаздывающей обратной связью.

В разделе 1.4.2 методы диагностики фазовой синхронизации применяются к временным рядам систем биологической природы – сложным натурным объектам, позволяющим изучить возможности радиофизических методов при анализе нестационарных данных нелинейных систем. Для таких систем характерна многокомпонентная структура со значительным числом структурных элементов, связанных сложным образом, сильная нестационарность (изменчивость параметров во времени). Сигналы зашумлены, имеют сложную форму и широкий спектр. Перечисленные особенности затрудняют исследование натуральных систем, даже при использовании методов, хорошо зарекомендовавших себя при анализе данных, полученных в ходе численного моделирования. Приходится тестировать и модифицировать известные подходы, пытаясь максимально учесть априорную информацию об объекте исследования [23, 24, 25].

Глава заканчивается выводами, представленными в разделе пять.

1.2. Диагностика синхронизации

1.2.1. Фазовая и частотная синхронизация

Изучение взаимодействия между автоколебательными системами, демонстрирующими сложные, в том числе хаотические, колебания, является нетривиальной задачей. В ряде работ было показано, что мгновенная фаза колебаний ведомой системы более чувствительна к внешнему воздействию, чем ее амплитуда [26, 27]. Поэтому синхронизацию часто описывают в терминах захвата фазы [1]. При захвате мгновенных фаз колебаний разность фаз колеблется около некоторого постоянного значения:

$$|\varphi_x(t) - \varphi_y(t) - const| < \varepsilon, \quad (1.1)$$

где $\varphi_x(t)$ и $\varphi_y(t)$ - фазы взаимодействующих автоколебательных систем, $const$ – абсолютное значение, около которого разности фаз колеблется с амплитудой, не превышающей ε .

Частотная синхронизация следует из фазовой синхронизации, так как мгновенная частота, по определению, является средней производной фазы, но из наличия частотной синхронизации, в общем случае, наличие фазовой синхронизации не следует [1].

1.2.2. Выделение мгновенной фазы сигнала

При анализе колебаний простой формы, например, гармонического сигнала, понятие мгновенной фазы строго определено и может показаться излишним, однако при исследовании широкополосных сигналов фаза является очень информативной и чувствительной величиной, позволяющей описать свойства колебаний сложной формы. Выделение мгновенных фаз многокомпонентных реальных колебательных систем по экспериментальным сигналам является сложной задачей, требующей разработки специальных методов анализа данных, учитывающих априорную информацию о свойствах систем, порождающих сигналы.

Согласно современным представлениям [1], эффективной стратегией для оценки мгновенной фазы сложных негармонических процессов с явно выраженным характерным временным масштабом, является комплексная процедура, включающая выделение интересующих частотных составляющих из экспериментальных реализаций, удаление низкочастотного тренда и высокочастотного шума, выделение фаз, сглаживание влияния шума в самих реализациях фаз, и контроль статистической значимости результатов исследований.

Для выделения мгновенных фаз широко используются методы, основанные на преобразовании Гильберта [28] и вейвлетном преобразовании [29].

ПГ представляет широкополосный фазовращатель на $-\pi/2$ и позволяет однозначно получить мгновенную фазу и амплитуду сигнала $x(t)$ путем конструирования аналитического сигнала $\zeta(t)$, который является комплексной функцией времени

$$\zeta(t) = x(t) + ix_H(t) = A(t)e^{i\varphi_x(t)}, \quad (1.2)$$

где функция $x_H(t)$ есть преобразование Гильберта от $x(t)$

$$x_H(t) = \pi^{-1} P.V. \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t - \tau} dt, \quad (1.3)$$

и $P.V.$ означает, что интервал берется в смысле главного значения Коши. Фаза сигнала $\varphi_x(t)$ однозначно определяется из (1.2). ПГ не содержит параметров. Вычисление мгновенных характеристик сигнала требует его знания на всем интервале времени.

Формально преобразование Гильберта может быть вычислено для произвольного $x(t)$, но физический смысл мгновенная фаза, введенная с помощью преобразования Гильберта, будет иметь только для узкополосного сигнала. В этом случае амплитуда $A(t)$ совпадает с огибающей $x(t)$ и мгновенная частота $d\varphi_x/dt$ соответствует частоте максимума спектра мощности, вычисленного в скользящем окне.

Для выделения мгновенных фаз сигналов биологической природы часто используется вейвлет-преобразование, имеющее преимущества по сравнению с методами, основанными на Фурье-преобразовании, особенно при анализе нестационарных данных. Вейвлет-преобразование сигнала $x(t)$ представляет собой свертку исходного скалярного ряда наблюдаемой $x(t)$ и вейвлетной функции, формируемой на базе материнского вейвлета $\psi_0(t)$:

$$W(s, t_0) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{s, t_0}^* dt, \quad (1.4)$$

$$\psi_{s, t_0}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi_0\left(\frac{t - t_0}{s}\right). \quad (1.5)$$

Временной масштаб s отвечает за масштабирование вейвлета $\psi_{s,t_0}(t)$ по времени, t_0 - временной сдвиг вейвлетной функции вдоль оси времени, знак «*» означает комплексное сопряжение. При проведении вейвлетного анализа понятие «временной масштаб» s используется вместо понятия «частота» f , традиционного для Фурье-преобразования [16,30].

В качестве материнского вейвлета в работе использовался комплексный вейвлет Морле [31]:

$$\psi_0(t) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} \exp(i\sigma t) \exp(-t^2/2), \quad (1.6)$$

где σ — параметр вейвлета. Выбранное в работе значение параметра $\sigma = 2\pi$ обеспечивало соотношение $f \approx 1/s$ Гц между фурье-гармониками сигнала f и временным масштабом s вейвлетного преобразования. Вейвлет Морле представляет собой модулированный гауссианой гармонический сигнал и широко используется, в том числе, для анализа сигналов биофизических систем.

Величина $|W(s,t_0)|$ характеризует наличие и интенсивность соответствующего временного масштаба s в момент времени t_0 , а $\varphi(s,t_0)$ определяет его фазу. Таким образом, оказывается возможным характеризовать поведение каждого временного масштаба s с помощью ассоциированной с ним фазы $\varphi(s,t_0)$. Причем выделение фазы происходит локально во времени и не требует длительных анализируемых реализаций, имеющих четко выраженную гармоническую составляющую [29, 34].

1.2.3. Методы диагностики синхронизации

Известен ряд методов диагностики фазового и частотного захвата, которые успешно применялись для анализа стационарных сигналов. Для повышения достоверности результатов исследования синхронизованности нестационарных колебаний необходимо параллельно использовать несколько таких методов анализа и проводить контроль статистической значимости. Для

всех статистических тестов в диссертационной работе использовали уровень значимости $p = 0.05$.

В рамках данной главы диссертационной работы были использованы следующие методы выявления фазового и частотного захвата:

- построение зависимости положения основной частотной составляющей ведомой автоколебательной системы от основной частоты ведущей системы $f_x(f_y)$ с помощью оценки в скользящих окнах спектров мощности (далее будем обозначать этот подход как «диаграмма частотного захвата») [32];
- расчет в скользящих окнах численной меры синхронизованности γ – коэффициента фазовой когерентности [14];
- расчет и построение синхрограмм [33];
- анализ амплитудной динамики вейвлетных спектров мощности $|W(s, t_0)|$ [34];
- анализ разностей фаз $\Delta\varphi$, вводимых с помощью непрерывного вейвлетного преобразования вдоль временного масштаба воздействующего сигнала с линейно меняющейся частотой [34];
- анализ приращения разности фаз $\Delta\theta$, выделяемой с помощью вейвлет-преобразования на временном масштабе, соответствующем базовой частоте автономных колебаний исследуемой автоколебательной системы [35].

Перечисленные подходы кратко рассмотрены ниже.

Построение зависимости мгновенной частоты ведомой системы от частоты воздействующего сигнала является широко распространенным методом наблюдения фазового захвата в системах различной природы [32]. Для построения диаграмм частотного захвата $f_x(f_y)$ в скользящих окнах была осуществлена оценка спектров мощности сигналов взаимодействующих систем $x(t)$ и $y(t)$. Оценка была осуществлена с помощью построения периодограмм в прямоугольных окнах, рассчитываемых с помощью быстрого преобразования Фурье [16, 18].

Спектральный анализ осуществлялся по участку реализации (в окне), скользящем по временному ряду. Для сопоставления результатов анализа экспериментальных данных и тестовых систем длительность окон фиксировалась равной 10 характерным периодам колебаний, сдвиг окна выбирался равным 1 характерному периоду.

Указанные параметры методики были выбраны в ходе исследований при переборе различных значений ширины окна и типа окна с целью оптимизации временного и частотного разрешения. Меньшие длительности окон приводят к резкому возрастанию ошибок при спектральном оценивании, большие длительности – ухудшают временное разрешение. Кроме того, увеличение длительности окон приведет к искажениям результатов в силу того, что на большей длине окна станет существенно проявляться набег частоты внешнего воздействия.

Собственные частоты исследуемых систем $f_x(t)$ и $f_y(t)$ были диагностированы как максимальные по амплитуде гармоники в спектре мощности исследуемых сигналов. Таким образом, диаграмма частотного захвата представляла зависимость мгновенной частоты колебаний ведомой системы $f_x(t)$ от мгновенной частоты воздействующего сигнала $f_y(t)$. Участки интервалов фазовой синхронизованности были диагностированы как области, на которых частота системы, на которую осуществляется воздействие ($f_x(t)$), совпадала с мгновенной частотой колебаний воздействующего сигнала $f_y(t)$ с точностью спектрального разрешения.

Синхрограммы допускают анализ нестационарных данных [33]. Синхрограмма $\psi_{xy}(t)$ представляет собой развертку во времени стробоскопического сечения мгновенной фазы сигнала ведомой системы $x(t)$, взятого при фиксированном значении мгновенной фазы сигнала воздействующей системы $y(t)$. Для построения синхрограмм была проведена оценка значения фазы более медленного сигнала $\varphi_x(t)$ в моменты времени t ,

при которых циклическая фаза более быстрого сигнала $\varphi_y(t)$ принимала определенное значение Z , $\varphi_y(t) \bmod 2\pi = Z$, и строилась зависимость

$$\psi_{xy}(t) = \frac{1}{2\pi}(\varphi_x(t) \bmod 2\pi), \quad (1.7)$$

Асинхронной динамике соответствуют участки синхрограммы, на которых дисперсия фазы велика и фаза равномерно распределена в диапазоне $[0; 2\pi]$. При захвате фаз дисперсия $\psi_{xy}(t)$ резко падает, и синхрограмма на таких участках представляет собой линию.

Коэффициент фазовой когерентности $\gamma_{xy}(t)$ [14] представляет собой величину, характеризующую функцию плотности распределения вероятностей свернутой разности мгновенных фаз сигналов исследуемой $x(t)$ и воздействующей систем $y(t)$:

$$\gamma_{xy} = \left\langle \exp(i\Delta\varphi_{xy}(t)) \right\rangle = \sqrt{\left\langle \cos \Delta\varphi_{xy}(t) \right\rangle^2 + \left\langle \sin \Delta\varphi_{xy}(t) \right\rangle^2}, \quad (1.8)$$

где оператор $\langle \rangle$ обозначает усреднение по времени, $\Delta\varphi_{xy}(t)$ - разность фаз исследуемых сигналов, выделенных с помощью преобразования Гильберта.

В случае наличия фазовой синхронизации между стационарными системами разность фаз будет постоянной. При этом ее плотность распределения стремится к дельта-пику и γ_{xy} будет стремиться к 1. Для сигналов несвязанных систем распределение разности фаз близко к равномерному, а γ_{xy} близко к 0. При анализе экспериментальных сигналов на величину γ_{xy} влияют шумы, нестационарность, спектральный состав сигналов и длина реализаций, поэтому γ_{xy} принимает промежуточные значения между 0 и 1. Данный метод достаточно широко используется для диагностики синхронизованности по экспериментальным данным, в том числе, систем биологической природы. Однако для достоверной диагностики синхронизации рекомендуется его применение для анализа стационарных реализаций длительностью от 100 характерных периодов и более [1].

При анализе сильно нестационарных данных, к которым заведомо относятся сигналы, зарегистрированные в экспериментах с изменяющейся частотой воздействия, приходится осуществлять расчет $\gamma_{xy}(t)$ в скользящих окнах. В исследованиях были выбраны: длительность окна - порядка 10 характерных периодов, смещение окна - порядка 1 характерного периода. В ходе исследований тестировались разные параметры окон.

Для обеспечения статистической достоверности анализа синхронизованности нестационарных данных в относительно коротких окнах расчет $\gamma_{xy}(t)$ сопровождался контролем статистической значимости ее величины.

Статистическая значимость анализировалась с помощью приготовления и обработки суррогатных данных. Проверялась нулевая статистическая гипотеза о несвязанных системах. При превышении $\gamma_{xy}(t)$ 95% полного уровня значимости были детектированы границы фазовой синхронизации и сделаны количественные выводы о длительности интервалов фазового захвата.

В работе [34] с помощью анализа амплитудной динамики вейвлетных спектров мощности $|W(s, t_0)|$ было проведено подробное исследование синхронизации и приведены критерии случаев диагностики синхронизации и просачивания внешнего сигнала. Согласно известным результатам, полученным, в частности, в работе [34], типичной картиной на вейвлетном спектре при наличии частотного захвата является появление изломов вблизи границ клюва синхронизации и рост амплитуды вейвлет-спектра внутри клюва.

В работе [34] был предложен эффективный метод диагностики синхронизации, работающий даже при наличии просачивания, основанный на анализе динамики разностей фаз $\Delta\varphi_{xy}(t)$ сигналов взаимодействующих систем $x(t)$ и $y(t)$, вводимых с помощью непрерывного вейвлетного преобразования вдоль временного масштаба внешнего сигнала с линейно меняющейся частотой. При просачивании внешнего сигнала с меняющейся частотой в

анализируемый сигнал разность фаз в окрестности моментов времени, когда частота внешнего сигнала близка к частоте автономного генератора, меняется по параболическому закону. Зависимости разности фаз $\Delta\varphi_{xy}(t)$ симметричны относительно моментов времени, когда частота внешнего сигнала близка к частоте автономного генератора. При большом просачивании на временах, существенно отличающихся от моментов, соответствующих основной частоте генератора, разность фаз $\Delta\varphi_{xy}(t)$ постоянна и близка к нулю. В отличие от ситуации с просачиванием, в случае синхронизации генератора внешним сигналом с линейно меняющейся частотой, участкам синхронизации соответствуют интервалы времени вблизи моментов, когда частота внешнего сигнала близка к частоте автономного генератора и его второй гармоники, в которых фаза монотонно меняется в диапазоне π .

В работе [35] был предложен метод, позволяющий осуществлять диагностику синхронизации автоколебаний внешним воздействием, по единственному скалярному временному ряду, характеризующему отклик исследуемой системы на внешнее воздействие. Суть метода заключается в анализе приращения разности $\Delta\theta_x(t) = \varphi_x(t) - \varphi_x(t - \tau)$ мгновенной фазы исследуемой системы в различные моменты времени $\varphi_x(t)$ и $\varphi_x(t - \tau)$, на временном масштабе, соответствующем базовой частоте автономных колебаний исследуемой автоколебательной системы при обязательном внешнем воздействии с модуляцией частоты. В области синхронизации разность фаз стабилизируется и монотонно изменяется на величину:

$$\Delta\theta_0 = \Delta\omega\tau, \quad (1.9)$$

где $\Delta\omega$ - ширина полосы синхронизации, τ - временной масштаб.

1.3. Синхронизация модели эталонного осциллятора в численном эксперименте

На первом этапе исследования при изучении работоспособности методов диагностики синхронизации анализировались временные реализации

эталонных нелинейных осцилляторов, полученных в ходе численного интегрирования их модельных уравнений на компьютере. Такие объекты наиболее просты для исследования, так как все их свойства и параметры априорно задаются самим исследователем.

В работе [34] была показана общность явлений, наблюдаемых в периодически возбуждаемых автогенераторах различной физической природы. В работах [34] в качестве простой модели функционирования неавтономной натурной системы рассматривался неавтономный нелинейный осциллятор под внешним воздействием с линейной модуляцией частоты. В данном разделе представлены результаты применения комплекса известных методов диагностики синхронизации к временным рядам, полученным в ходе численного интегрирования неавтономного нелинейного осциллятора, находящегося под воздействием ЛЧМ гармонического сигнала и при линейном подмешивании ЛЧМ сигнала к временным реализациям автономного генератора для моделирования типичного для натуральных объектов паразитного эффекта просачивания.

1.3.1. Неавтономный нелинейный осциллятор

В качестве объекта численного исследования использовался неавтономный нелинейный осциллятор под внешним воздействием с линейной модуляцией частоты, описываемый уравнением:

$$\ddot{x} - \mu(1 - \alpha x - x^2)\dot{x} + \Omega^2 x = y, \quad (1.10)$$

где μ – параметр нелинейности, α – параметр асимметрии, Ω – собственная частота. $y(t) = A \sin(w_L t)$ – внешнее воздействие, где A – амплитуда внешнего воздействия, w_L – частота внешнего воздействия, меняющаяся линейно во времени по закону $w_L = 2\pi(0.03 + (0.2 - 0.03)t/T)$, t – текущее время, T – время эксперимента.

Проводилось две серии экспериментов. В первом случае внешнее воздействие вводилось в динамику неавтономного нелинейного осциллятора

(1.10) и приводило к захвату фаз и частот осциллятора. Во втором случае (1.11) использовался сигнал $x(t)$ автономной (при $A = 0$) системы (1.10), к которому добавлялся гармонический сигнал с линейно нарастающей частотой, имитируя просачивание воздействующего сигнала в измерительный канал:

$$z(t) = x(t) + y(t). \quad (1.11)$$

Параметры системы: $\mu = 1$, $\alpha = 1$, $\Omega = 0.24\pi$, $A = 0.1$, шаг выборки полагался равным 0.2 с. При этом основная частота автоколебаний автономной системы составляла около 0.1 Гц. Частота воздействующего сигнала нарастала от 0.03 до 0.2 Гц за 30 минут.

Системы (1.10) и (1.11) численно интегрировались методом Рунге-Кутты 4 порядка с шагом интегрирования 0.01 секунда.

Временные ряды и Фурье спектры мощности системы (1.10) представлены на рисунке 1.1(а, в). Временные ряды и Фурье спектры мощности, соответствующие ситуации просачивания (1.11), представлены на рисунке 1.1(б, г).

1.3.2. Результаты

Результаты применения методов диагностики фазового и частотного захвата неавтономного нелинейного осциллятора под внешним воздействием с линейной модуляцией частоты (1.10) и суммарного сигнала автономного нелинейного осциллятора (1.11) и внешнего воздействия представлены на рисунке 1.2. Левый столбец панелей на рисунке 1.2 иллюстрирует анализ сигналов синхронизируемого неавтономного нелинейного осциллятора, правый – результаты обработки суммарного сигнала, моделирующего просачивание.

На рисунке 1.2 (а) и (б) приведена зависимость мгновенной частоты колебаний ведомых систем неавтономного нелинейного осциллятора – f_x и суммарного сигнала – f_z (сплошная линия) от мгновенной частоты воздействующего сигнала – f_y (пунктирная линия).

Мгновенные частоты взаимодействующих систем (неавтономного нелинейного осциллятора f_x и воздействующего сигнала f_y , суммарного сигнала f_z и воздействующего сигнала f_y) были идентифицированы по положению основных пиков в спектрах мощности сигналов, около основной частоты генератора 0.12 Гц. Для этого по реализациям, полученным при решении модельных систем (1.10) и (1.11), в скользящем окне фиксированной ширины 100 секунд со сдвигом 10 секунд была проведена оценка спектров мощности. Использована оценка спектров с помощью расчета периодограммы с прямоугольным окном во временной области [30].

Анализ частотной диаграммы $f_x(f_y)$ (рис. 1.2(а)) демонстрирует совпадение частоты f_x и f_y с точностью до спектрального разрешения на частотах 0.11-0.13 Гц (847-1059 секунд) (рис. 1.2(а)). На частотной диаграмме $f_z(f_y)$ совпадение частот f_z и f_y отсутствует (рис. 1.2(б)).

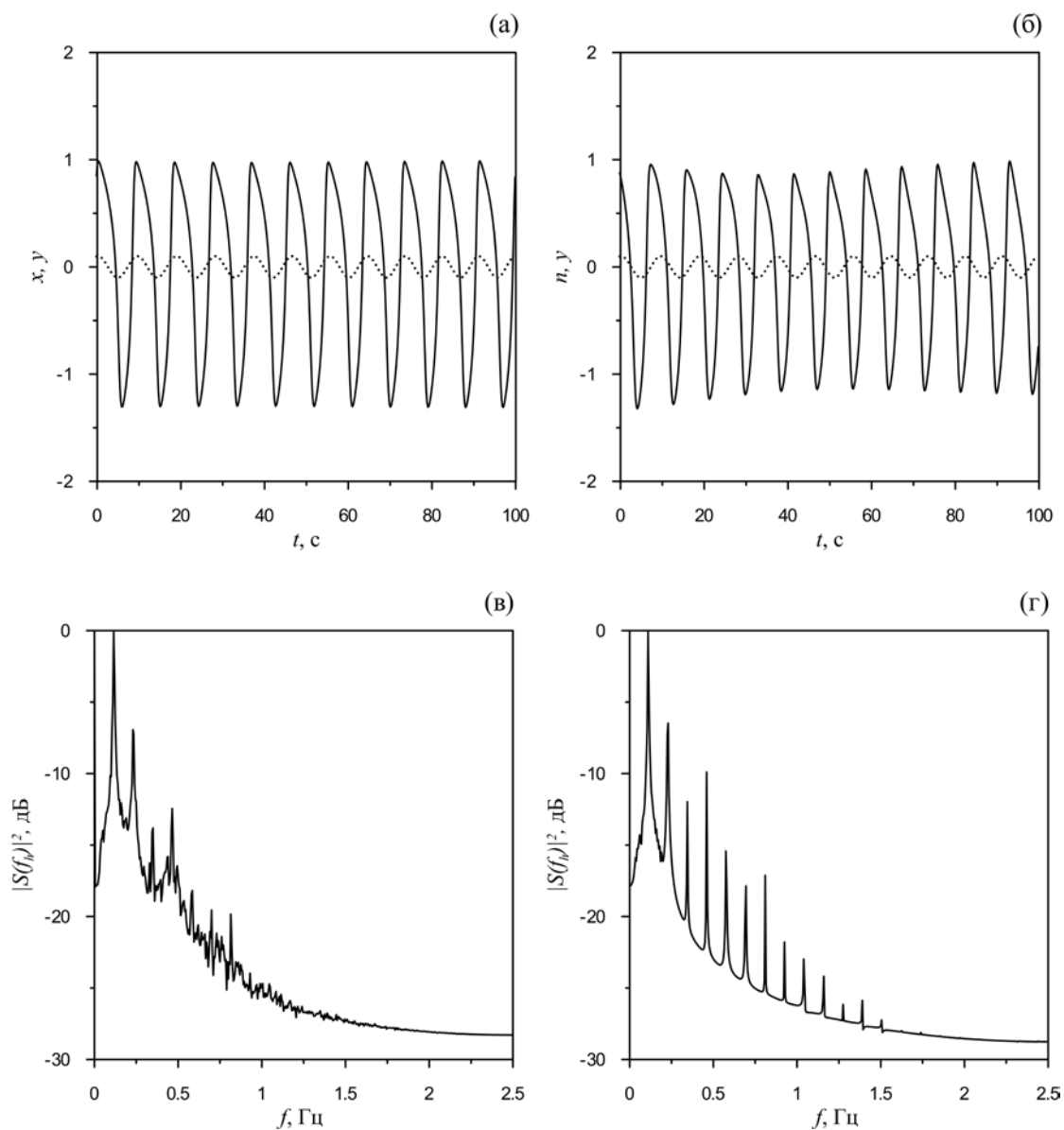


Рис. 1.1. (а, сплошная линия) – временной ряд неавтономной системы Ван дер Поля; (б, сплошная линия) – временной ряд суммарного сигнала; (а, б, пунктирные линия) – временные ряды воздействующих сигналов; (в, г) – Фурье спектры мощности неавтономного временного ряда Ван дер Поля и суммарного сигнала, соответственно.

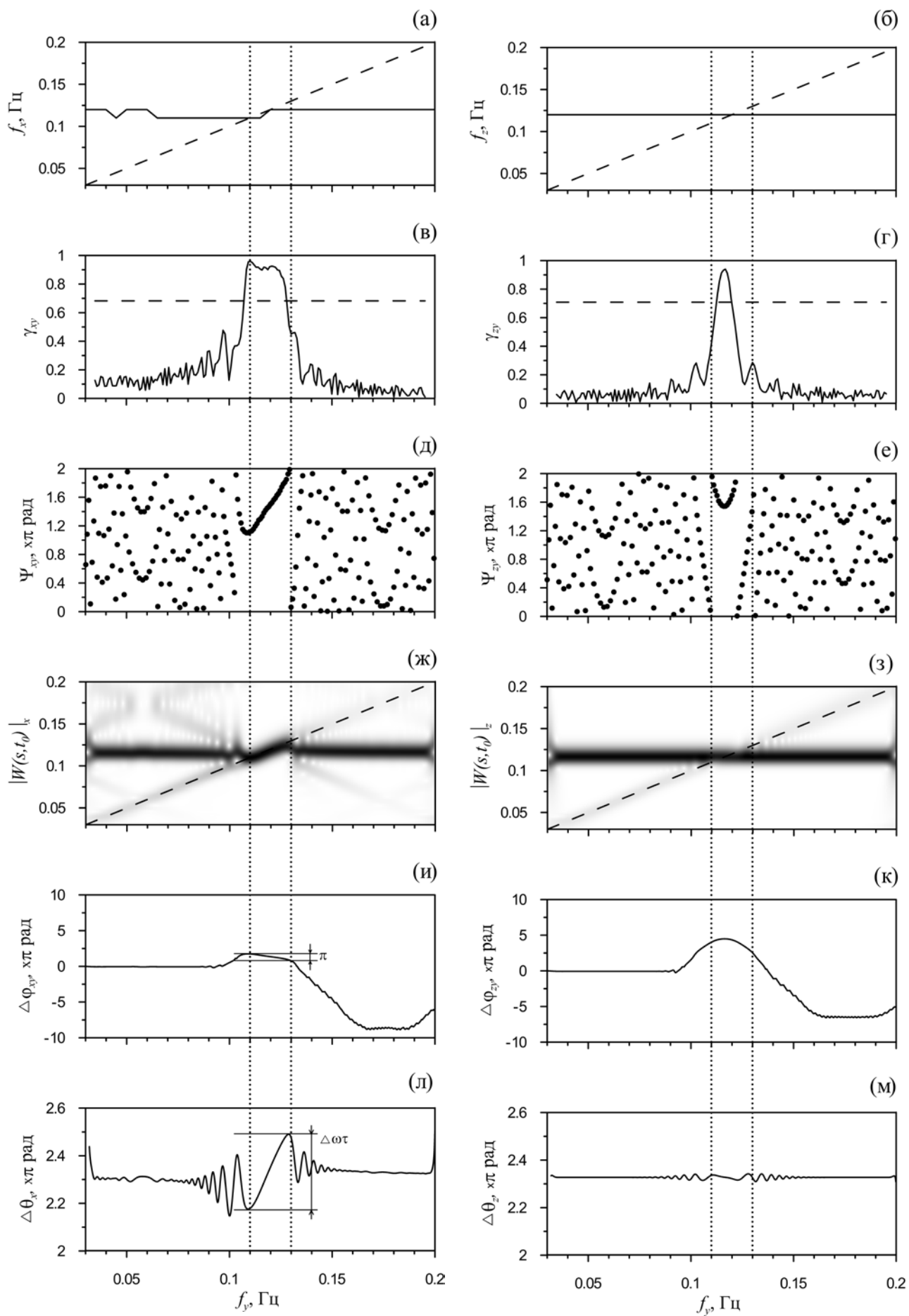


Рис. 1.2. Результаты диагностики синхронизованности в ходе численного моделирования с использованием неавтономного нелинейного осциллятора. Левый столбец - неавтономного нелинейного осциллятора. Правый столбец - моделирование эффекта просачивания. (а, б) – диаграммы частотного захвата. Значения, лежащие вблизи линии изменения частоты внешнего сигнала (диагональная пунктирная линия), соответствуют синхронному поведению. (в, г) – значения коэффициента фазовой когерентности, рассчитанного в скользящих окнах. Горизонтальный пунктир отмечает полный 95%-й уровень значимости, рассчитанный при проверке нулевой гипотезы о несвязанных системах; (д, е) – синхрограммы; (ж, з) – вейвлетные спектры Морле; (и, к) – динамика разности фаз на временных масштабах, соответствующих частоте внешнего воздействия; (л, м) – динамика приращения фаз на постоянном масштабе 0.1 Гц. Точечными вертикальными пунктирными линиями отмечены границы клюва синхронизации, аналитически полученного в работе [37].

На рисунке 1.2(в, г) приведены зависимости коэффициентов фазовой когерентности колебаний неавтономного нелинейного осциллятора и воздействующего сигнала γ_{xy} , суммарного сигнала и воздействующего сигнала γ_{zy} , оцененных в скользящих окнах фиксированной длины 100 секунд и сдвигом 10 секунд, от частоты f_y , соответствующей времени конца окна. Фазы исследуемых сигналов были введены с помощью преобразования Гильберта. Горизонтальной точечной линией отмечен 95% статистический уровень значимости, проверяющий гипотезу о несвязанных фазовых осцилляторах [36]. Суррогатные реализации готовились путем случайной перестановки кусков временных реализаций.

Анализ зависимости коэффициентов фазовой когерентности γ_{xy} от положения окна демонстрирует превышение поточечного 95% уровня значимости, равного 0.68, на частотах 0.11-0.13 Гц (820-1030 секунд) (рис. 1.2(в)). Анализ зависимости коэффициентов фазовой когерентности γ_{zy} от положения окна демонстрирует превышение поточечного 95% уровня значимости, равного 0.70, на частотах 0.11-0.12 Гц (880-950 секунд) (рис. 1.2(г)). На рисунке (рис. 1.2(г)) диагностировано 0.05% ошибочных выводов, что допустимо с использованием данного теста.

На рисунке 1.2(д, е) приведена синхрограмма для неавтономного асимметричного генератора Ван дер Поля Ψ_{xy} и суммарного сигнала Ψ_{zy} . Анализ синхрограмм показывает, что при наличии воздействия наблюдается типичная картина захвата частоты генератора внешним сигналом: в интервале синхронизации точки ложатся на наклонную прямую (рис. 1.2(д)). В отсутствие синхронизации наблюдается хаотичное рассеивание точек.

На рисунке 1.2(д) на временном интервале 0.11-0.13 Гц (810-1051 секунд) наблюдается наклонная прямая, соответствующая участку фазового захвата. Картина, наблюдаемая на панели рисунка 1.2(е), не соответствует ситуации захвата фазы сигналом переменной частоты (точки не ложатся на прямую).

Вейвлет-спектр неавтономного нелинейного осциллятора представлен на рисунке 1.2(ж), модели просачивания сигналов – на рисунке 1.2(з). На рисунке 1.2(ж) интервал захвата частот виден хорошо.

Анализ вейвлетного спектра неавтономного нелинейного осциллятора $|W(s, t_0)|_x$ (рис. 1.2(ж)) демонстрирует типичную картину захвата частоты генератора внешним сигналом, что выражается в появлении изломов в моменты времени, когда частота внешнего воздействия близка к собственной частоте автономной системы. Данные изломы отражают эффект затягивания частоты генератора и возвращение частоты колебаний к собственной частоте при большой расстройке частот воздействующего сигнала и автономной частоты генератора. В области синхронизации наблюдается увеличение амплитуды коэффициентов вейвлетного спектра $|W(s, t_0)|_x$.

Вейвлетный спектр мощности суммарного сигнала $|W(s, t_0)|_z$ на рисунке 1.2(з) имеет ряд характерных отличий от спектра мощности на рисунке 1.2(ж). В нем четко прослеживается как собственная частота автономного генератора, так и частота линейно подмешанного внешнего сигнала. На рисунке 1.1(з) отсутствует эффект затягивания частоты генерации. Вейвлетная поверхность слегка искажается вблизи моментов времени, когда частота внешнего сигнала близка к частоте автономного генератора, что вызвано аддитивным сложением двух сигналов со сравнимыми амплитудами и близкими частотами.

На рисунке 1.2(и, к) продемонстрирована динамика разностей фаз неавтономного генератора под внешним гармоническим воздействием и воздействующего сигнала $\Delta\varphi_{xy}$ (рис. 1.2(и)), суммарного сигнала и воздействующего сигнала $\Delta\varphi_{zy}$ (рис. 1.2(к)). Фазы исследуемых ритмов выделялись с помощью вейвлетного преобразования с базовым вейвлетом Морле вдоль временного масштаба, соответствующего линейному изменению частоты синхронизирующего сигнала. В соответствии с работой [34] участок линейного изменения разности фаз на π соответствует захвату мгновенной

фазы генератора внешним сигналом линейно меняющейся частоты (рис. 1.2(и)). На панели рисунка 1.2(к) наблюдается типичная для просачивания картина без линейного участка изменения разности фаз.

На рисунке 1.2(л, м) продемонстрирована динамика приращений фаз неавтономного генератора Ван дер Поля $\Delta\theta_x$ (рис. 1.2(л)) и суммарного сигнала $\Delta\theta_z$ (рис. 1.2(м)). Фазы были введены с помощью непрерывного вейвлетного преобразования с базовым вейвлетом Морле и строились вдоль основного временного масштаба, соответствующего основной частоте автономного генератора. В соответствии с работой [35] на участке фазовой синхронизации наблюдается монотонное изменение разности фаз на $\Delta\theta_x$ (рис. 1.1(л)). В случае просачивания внешнего сигнала в наблюдаемый сигнал кривая динамики фазы колеблется около постоянного значения (рис. 1.1(м)).

Вертикальный пунктир отмечает границы клюва синхронизации 0.11-0.13 Гц, полученные в ходе аналитического исследования в работе [37].

1.3.3. Выводы

Методы диагностики фазовой синхронизации применены к временным рядам неавтономного нелинейного осциллятора, синхронизируемого внешним гармоническим сигналом с линейно изменяющейся частотой, и к временным рядам автономного осциллятора, к сигналу которого был линейно подмешан частотно-модулированный гармонический сигнал для моделирования эффекта просачивания.

Все используемые методы применялись для диагностики границ клюва синхронизации и результаты такого анализа были сопоставлены с аналитическими результатами, полученными в работе [37]. Показано, что все используемые методы корректно диагностируют границы клюва синхронизации, причем погрешность определения интервала захвата фаз и частот не превышает 1 характерного периода.

Показано также, что все используемые подходы позволяют различить частотный и фазовый захват от паразитного эффекта просачивания.

1.4. Натурный эксперимент

1.4.1. Синхронизация хаотического генератора с запаздывающей обратной связью в радиофизическом эксперименте

Типичным объектом для изучения работоспособности методов анализа сигналов систем реального мира являются радиофизические системы. С одной стороны, их исследование позволяет провести полноценный натурный эксперимент, а с другой стороны для этих систем обычно удается построить из первых принципов (законов Ома и Кирхгоффа) хорошие математические модели и с высокой точностью задать их параметры. Таким образом, исследование временных рядов радиофизических занимает промежуточную сложность между численным исследованием эталонных моделей и нерукотворных натуральных объектов.

Методы диагностики фазовой синхронизации были применены в диссертационной работе к временным рядам колебаний напряжения на выходе радиотехнического генератора с запаздывающей обратной связью, находящегося под воздействием внешнего сигнала с периодом, линейно нарастающим во времени. Структура модельного уравнения такого генератора соответствует многим натурным объектам [38, 39].

1.4.1.1. Гибридный генератор с запаздывающей обратной связью

Линия задержки и нелинейный элемент генератора с запаздывающей обратной связью были реализованы в цифровом виде на базе 8-разрядного RISK-микроконтроллера Atmel ATMEGA48PA, сигнал с выхода нелинейного элемента подавался на вход 16-битного цифро-аналогового преобразователя Analog Devices AD5063, проходил через инерционный элемент, представляющий собой RC-фильтр нижних частот, оцифровывался с помощью 10-битного встроенного аналого-цифрового преобразователя

последовательного приближения Analog Devices ADS8326 и подавался в цифровом виде на вход линии задержки, представляющей собой кольцевой буфер в оперативной памяти микроконтроллера (рис. 1.3).

Работа аналого-цифрового преобразователя, цифро-аналогового преобразователя и реализация цифровых вычислений микроконтроллера синхронизовалась в прерывании 16-битного таймера. Ядро микроконтроллера тактировалось 20 МГц тактовым сигналом (максимальная скорость для данного микроконтроллера) от 20 МГц кварцевого резонатора. Выполнение цифровых вычислений и работа аналого-цифрового преобразователя и цифро-аналогового преобразователя была синхронизована таким образом, что очередная выборка с помощью аналого-цифрового преобразователя, цифровая обработка и формирование нового значения на цифро-аналоговом преобразователе осуществлялось за время равное $1/15000$ с. Временной ряд снимался с выхода встроенного аналого-цифрового преобразователя и отправлялся для обработки в персональный компьютер по интерфейсу UART. Сигнал внешнего воздействия подавался с функционального генератора GW SFG-2010 и подмешивался к динамике генератора с запаздывающей обратной связью с помощью суммирующего усилителя.

Генератор с запаздывающей обратной связью описывался уравнением:

$$RC\dot{x}(t) = -x(t) + F(x(t - \tau_0)) + y(t), \quad (1.12)$$

где $x(t)$ и $x(t - \tau_0)$ - напряжения на входе и выходе линии задержки, соответственно, τ_0 - время запаздывания, R и C - сопротивление и емкость элементов фильтра, $y(t)$ - внешний синхронизирующий сигнал, F - передаточная характеристика нелинейного элемента. В качестве передаточной функции нелинейного элемента генератора с запаздывающей обратной связью было выбрано квадратичное преобразование. Параметры генератора с запаздывающей обратной связью, используемые для генерации реализаций: $RC = 0.46$ мс, $\varepsilon_0 = 0.46$ мс, $\tau_0 = 1.57$ мс.

Хаотический генератор в автономном режиме демонстрировал хаотические колебания с выраженной основной частотой 270 Гц и высоким шумовым пьедесталом, на фоне которого выделяются вторая и третья гармоники основной частоты. После цифро-аналогового преобразователя и перед входом на фильтр низких частот был введен внешний сигнал $y(t)$. Внешнее воздействие изменялось по закону $y(t) = A \sin(2\pi w_L(t)t)$, где A - амплитуда внешнего воздействия, $w_L(t) = w_0 \cdot 10^{x_w(t)/2}$ - частота внешнего сигнала, $w_0 = 220$ Гц и управляющее напряжение $x_w(t)$ изменяется линейно от 0 до 1.6 В в течение 0.8 секунд, обеспечивая изменение $w_L(t)$ от 220 до 1000 Гц. Было проведено четыре эксперимента с различной амплитудой внешнего воздействия сигнала $y(t)$: $A = 0.5$, $A = 1.0$, $A = 1.5$, $A = 2.0$ В.

Участки временных реализаций и спектры мощности временных реализаций радиофизической установки с различными амплитудами внешнего воздействия сигнала представлены на рисунках 1.4 и 1.5.

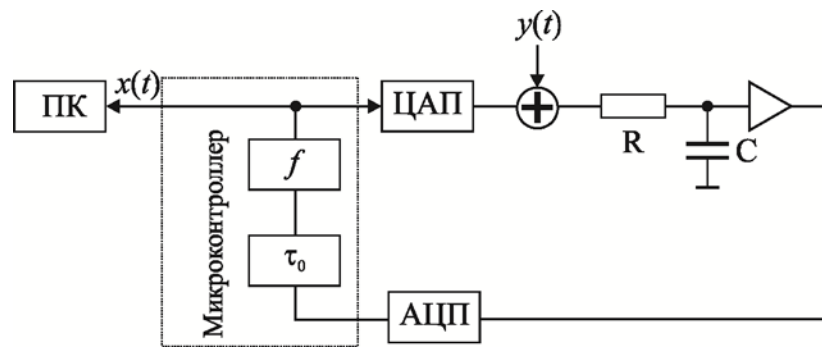


Рис. 1.3. Блок-схема экспериментальной установки для диагностики фазовой синхронизации хаотического генератора с запаздывающей обратной связью с квадратичной нелинейностью и внешнего синхронизирующего сигнала.

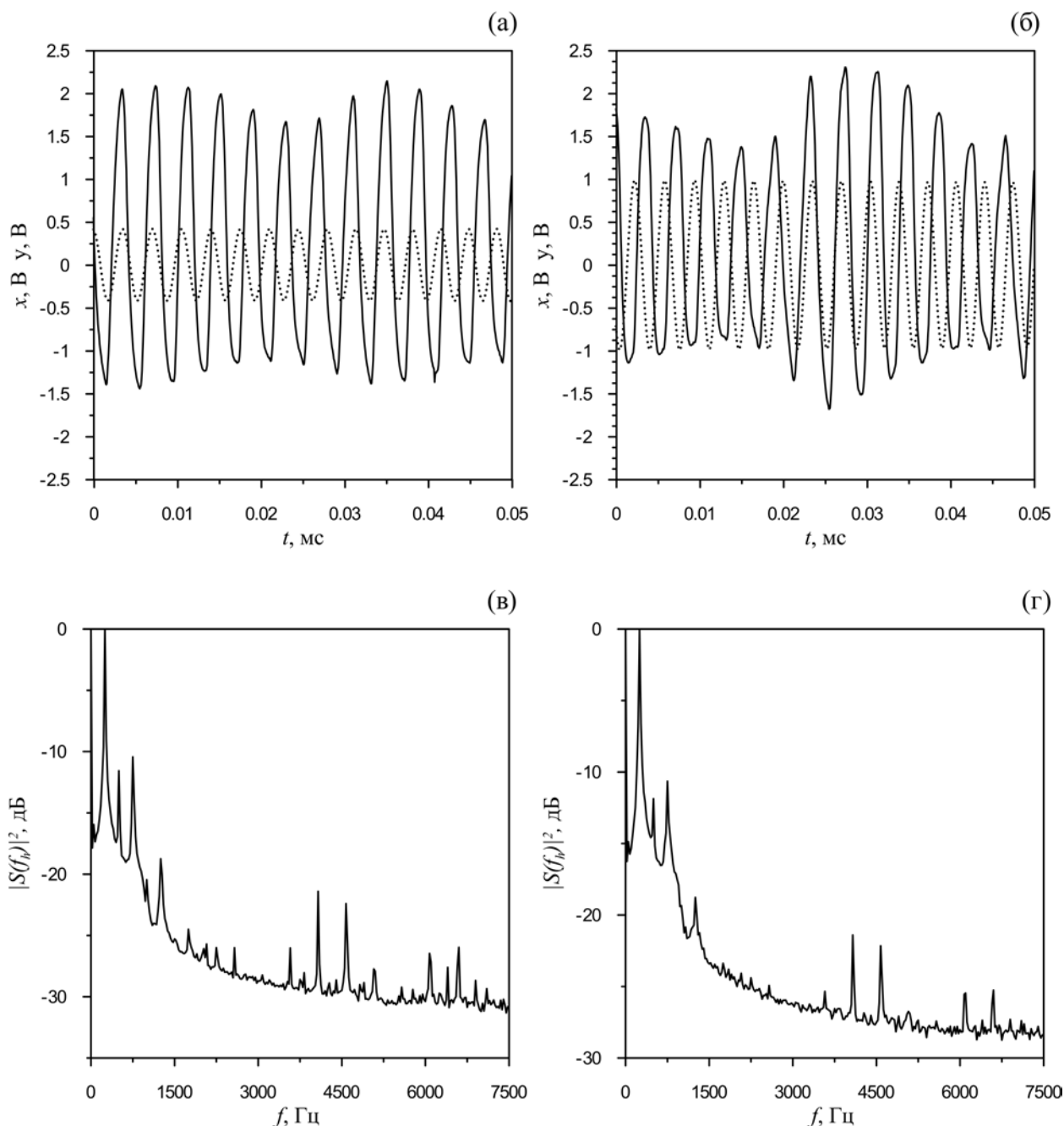


Рис. 1.4. Участки временных рядов на выходе радиотехнического генератора с запаздывающей обратной связью, возбуждаемого внешним сигналом. (а, б пунктирные линии) – временные ряды воздействующих сигналов с амплитудами 0.5 В и 1 В соответственно; (а, б, сплошные линии) – временные ряды на выходе радиотехнического генератора, синхронизируемые сигналами с амплитудами внешнего воздействия 0.5 В и 1 В; (в, г) – их Фурье спектры мощности, соответственно.

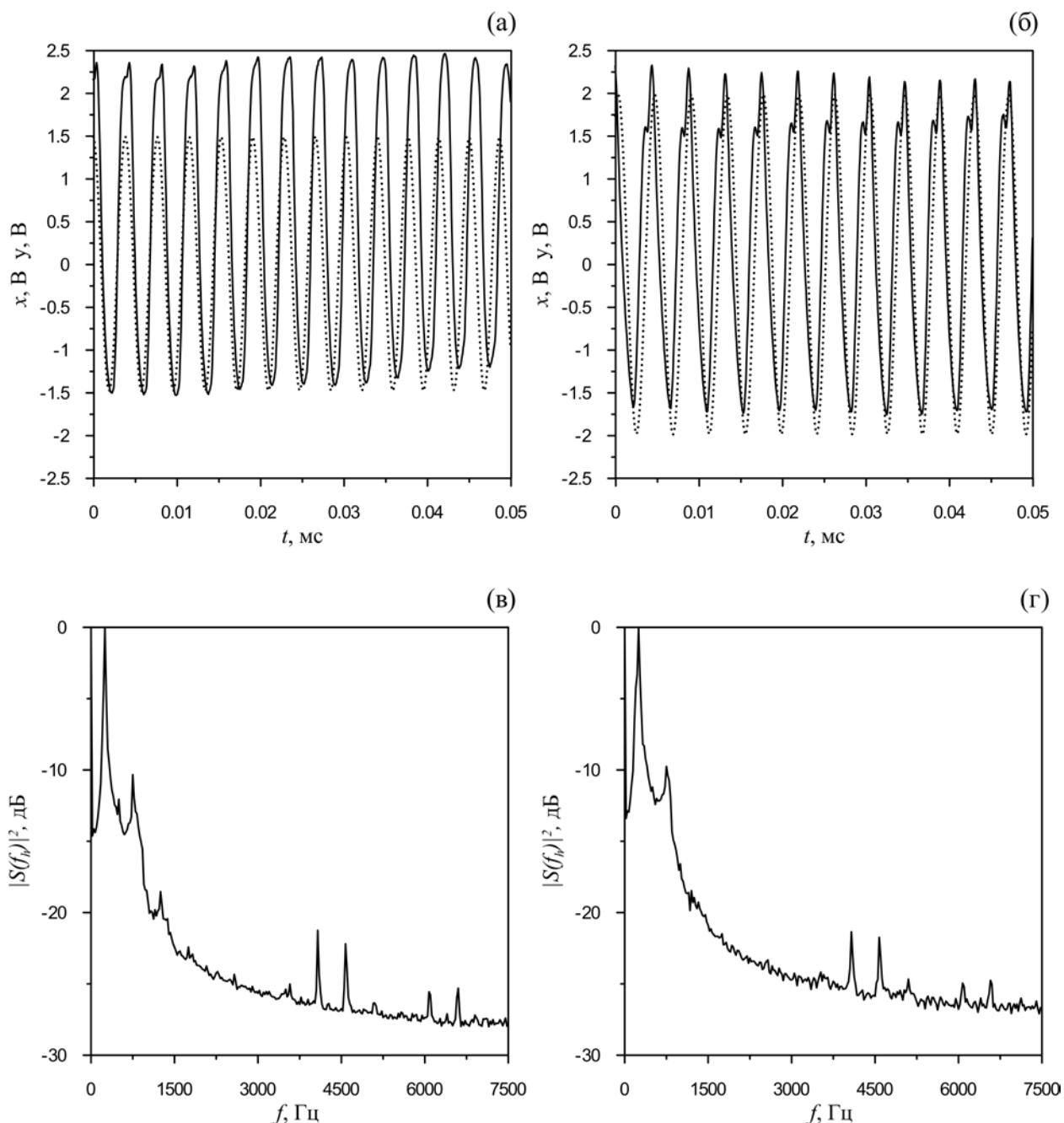


Рис. 1.5. Участки временных рядов на выходе радиотехнического генератора с запаздывающей обратной связью, возбуждаемого внешним сигналом. (а, б пунктирные линии) – временные ряды воздействующих сигналов с амплитудами 1.5 В и 2.0 В соответственно; (а, б, сплошные линии) – временные ряды на выходе радиотехнического генератора, синхронизуемые сигналами с амплитудами внешнего воздействия 0.5 В и 1 В. (в, г) – их Фурье спектры мощности, соответственно.

1.4.1.2. Результаты

Результаты диагностики фазового и частотного захвата временных рядов колебаний напряжения на выходе генератора с запаздывающей обратной связью, возбуждаемого внешним сигналом с частотой, изменяющейся по нелинейному закону для амплитуд внешнего воздействия 0.5 В и 1 В представлены на рисунке 1.6, 1.5 В и 2.0 В - на рисунке 1.7.

На рисунке 1.6(а, б) и 1.7(а, б) приведены зависимости мгновенных частот временных рядов колебаний напряжения на выходе ГЗОС - f_x от мгновенной частоты воздействующего сигнала - f_y (пунктирная линия) для амплитуд внешнего воздействия. Мгновенные частоты взаимодействующих систем f_x и f_y были идентифицированы по положению основных пиков в спектрах мощности сигналов, около основной частоты генератора 270 Гц. Для этого в скользящем окне фиксированной ширины 0.037 секунд со сдвигом 0.0037 секунд была проведена оценка спектров мощности. На частотных диаграммах $f_x(f_y)$ на рисунках 1.6(а, б) и 1.7(а, б) при всех амплитудах внешнего воздействия отчетливо выделяются области, демонстрирующие совпадение частот f_x и f_y с точностью до спектрального разрешения.

На рисунке 1.6(в, г) и 1.7(в, г) приведены зависимости коэффициентов фазовой когерентности временных рядов колебаний напряжения на выходе ГЗОС и воздействующего сигнала γ_{xy} , оцененных в скользящих окнах фиксированной длины 0.037 секунд и сдвигом 0.0037 секунд, от времени. Горизонтальной пунктирной линией отмечен 95% статистический уровень значимости, проверяющий гипотезу о несвязанных фазовых осцилляторах []. Анализ зависимостей коэффициентов фазовой когерентности γ_{xy} от положения окна при всех амплитудах внешнего воздействия демонстрирует интервалы, на которых значение коэффициента γ_{xy} превышает поточечный 95% уровень значимости.

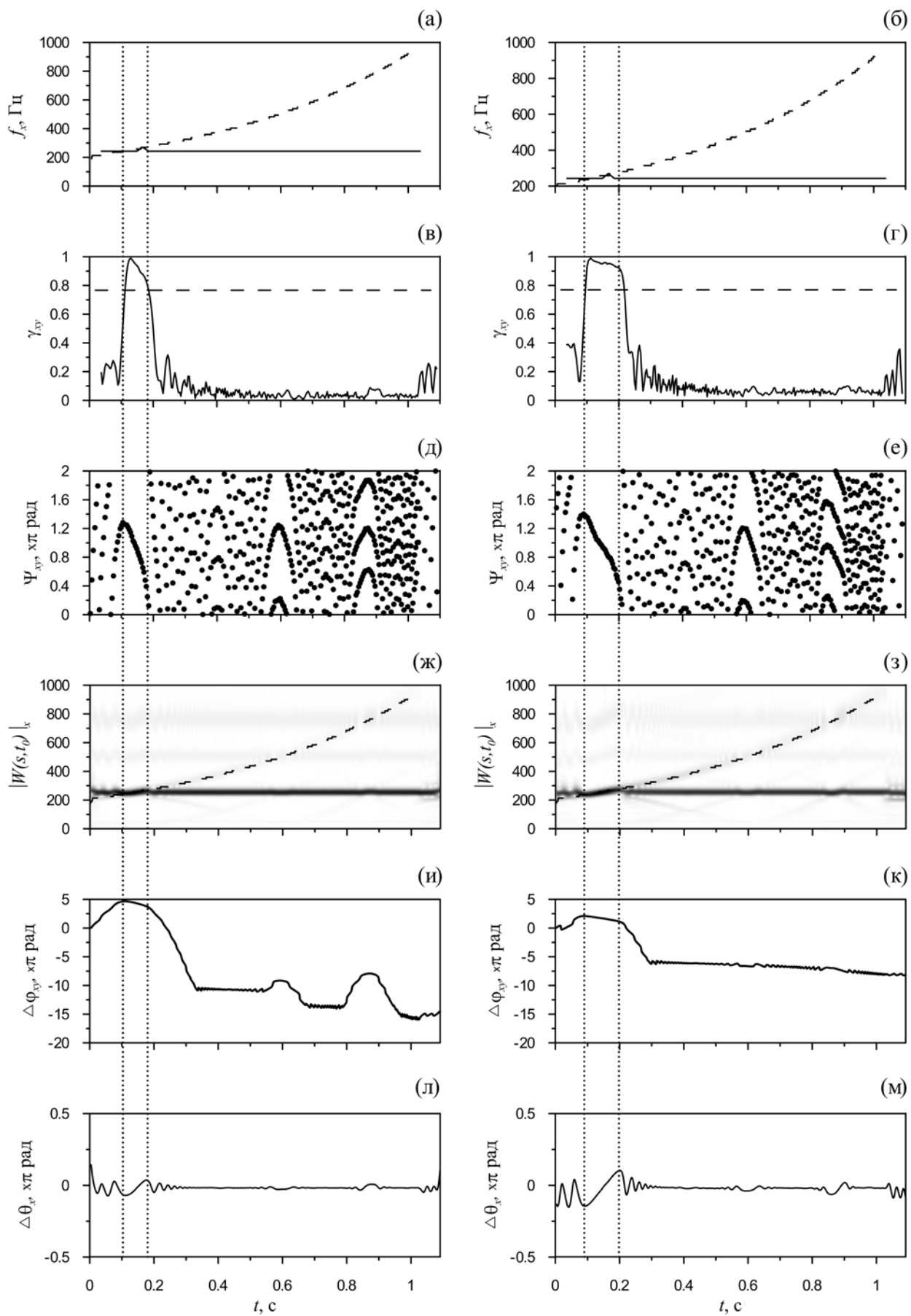


Рис. 1.6. Результаты диагностики синхронизованности в ходе обработки временных рядов колебаний напряжения на выходе ГЗОС, возбуждаемого внешним сигналом с частотой, изменяющейся по нелинейному закону для амплитуд внешнего воздействия 0.5 В (левый столбец) и 1.0 В (правый столбец). (а, б) – диаграммы частотного захвата. Значения, лежащие вблизи пунктирной линии, соответствуют синхронному поведению. (в, г) – значения коэффициента фазовой когерентности, рассчитанного в скользящих окнах. Короткий пунктир отмечает полный 95%-й уровень значимости, рассчитанный при проверке нулевой гипотезы о несвязанных системах. Таким образом, значения, превышающие эту линию, с вероятностью 0.95 указывают на наличие значимой синхронизации; (д, е) – синхрограммы; (ж, з) – Вейвлетные спектры Морле. По оси абсцисс отложено время, по оси ординат - временные масштабы. Интенсивность окраски пропорциональна величинам коэффициентов вейвлетного преобразования. Штриховая линия соответствует первой гармонике синхронизирующего сигнала; (и, к) – динамика разности фаз на временных масштабах, соответствующих частоте дыхания. Линией проведена аппроксимация участка разности фаз. Линейное изменение разности фаз на π указывает на фазовую синхронизацию; (л, м) – динамика разности фаз на постоянном масштабе 0.1 Гц. Линейное изменение разности фаз на $\Delta\omega\tau$ указывает на установлении режима синхронизации. Вертикальными пунктирными линиями отмечены усредненные границы частотного и фазового захвата.

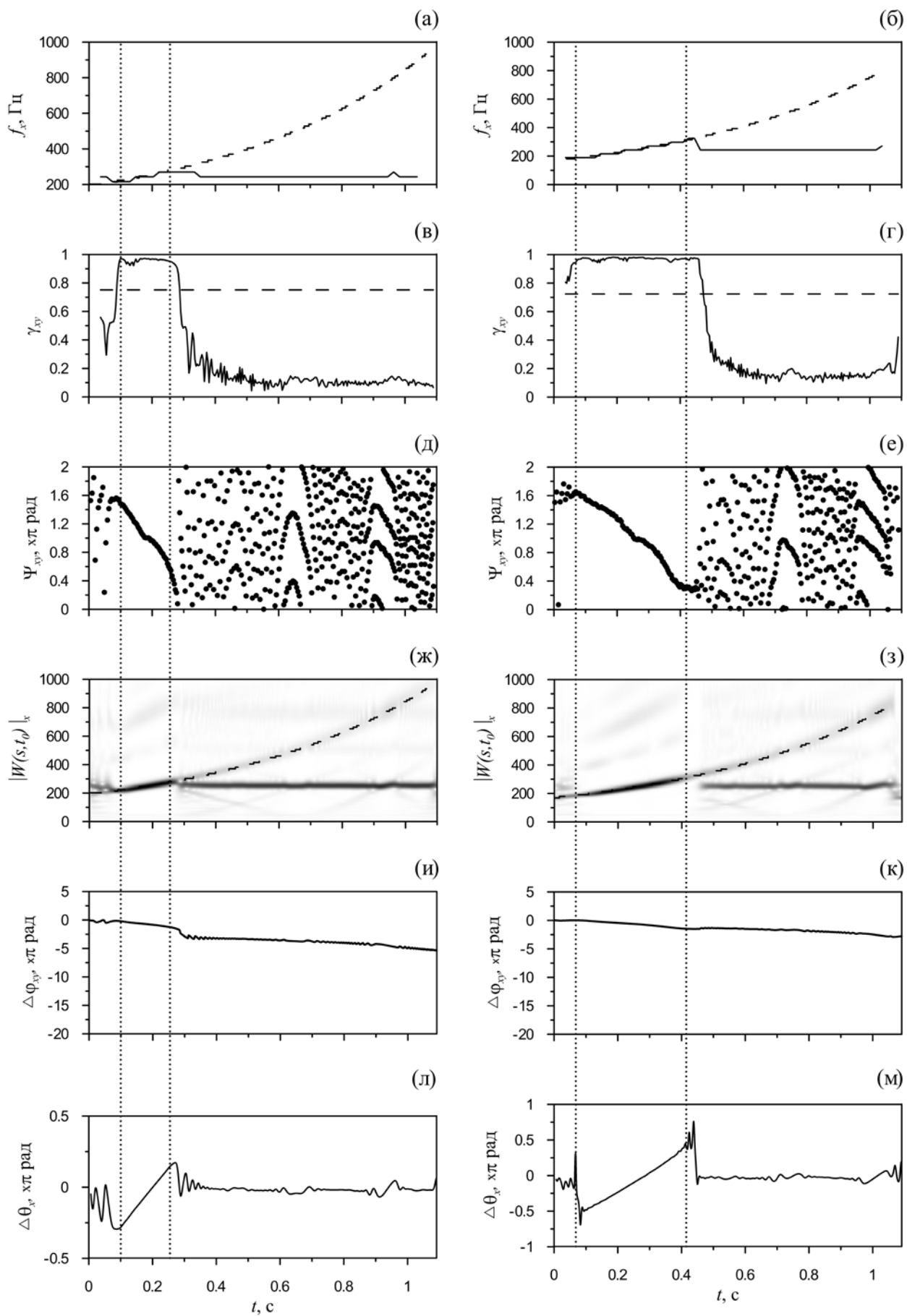


Рис. 1.7. Результаты диагностики синхронизованности в ходе обработки временных рядов колебаний напряжения на выходе ГЗОС, возбуждаемого внешним сигналом с частотой, изменяющейся по нелинейному закону для амплитуд внешнего воздействия 1.5 В (левый столбец) и 2.0 В (правый столбец). (а, б) – диаграммы частотного захвата. Значения, лежащие вблизи пунктирной линии, соответствуют синхронному поведению. (в, г) – значения коэффициента фазовой когерентности, рассчитанного в скользящих окнах. Короткий пунктир отмечает полный 95%-й уровень значимости, рассчитанный при проверке нулевой гипотезы о несвязанных системах. Таким образом, значения, превышающие эту линию, с вероятностью 0.95 указывают на наличие значимой синхронизации.; (д, е) – синхрограммы; (ж, з) – Вейвлетные спектры Морле. По оси абсцисс отложено время, по оси ординат - временные масштабы. Интенсивность окраски пропорциональна величинам коэффициентов вейвлетного преобразования. Штриховая линия соответствует первой гармонике синхронизирующего сигнала; (и, к) – динамика разности фаз на временных масштабах, соответствующих частоте дыхания. Линией проведена аппроксимация участка разности фаз. Линейное изменение разности фаз на π указывает на фазовую синхронизацию; (л, м) – динамика разности фаз на постоянном масштабе 0.1 Гц. Линейное изменение разности фаз на $\Delta\omega\tau$ указывает на установление режима синхронизации. Вертикальными пунктирными линиями отмечены усредненные границы частотного и фазового захвата.

На рисунке 1.6(д, е) и 1.7(д, е) приведены синхrogramмы временных рядов колебаний напряжения на выходе ГЗОС и воздействующих сигналов Ψ_{xy} с разными амплитудами. Анализ синхrogramм показывает, что при наличии воздействия наблюдается типичная картина захвата частоты генератора внешним сигналом.

На рисунке 1.6(ж, з) и 1.7(ж, з) продемонстрирована амплитудная динамика вейвлетных спектров мощности реализаций генераторов под внешним воздействием в четырех случаях различных амплитуд. На вейвлетных спектрах, приведенных на рисунке 1.6(ж, з) и 1.7(ж, з), для всех реализаций четко прослеживается динамика генератора на основной собственной частоте 270 Гц и динамика просачивающегося сигнала с линейно изменяющимся периодом (пунктирная линия). С увеличением амплитуды внешнего сигнала происходит увеличение амплитуды коэффициентов вейвлетного спектра $|W(s, t_0)|_x$, соответствующих частотам просачивающегося сигнала. Анализ всех вейвлетных спектров демонстрирует типичную картину захвата частоты генератора внешним сигналом [34].

На рисунках 1.6(и, к) и 1.7(и, к) продемонстрирована динамика разностей фаз $\Delta\varphi_{xy}$ для четырех значений амплитуды воздействия. Фазы исследуемых ритмов выделялись с помощью вейвлетного преобразования Морле вдоль временного масштаба, соответствующего линейному изменению частоты синхронизирующего сигнала. В соответствии с работой [34], участки линейного изменения разности фаз на π на рисунках 1.6(и, к) и 1.7(и, к) соответствуют захвату мгновенной фазы генератора внешним сигналом линейно меняющейся частоты. С увеличением значения амплитуды синхронизирующего сигнала ширина области фазового захвата увеличивается.

На рисунке 1.6 (л, м) и 1.7 (л, м) продемонстрировано приращение фаз $\Delta\theta_{xy}$ реализаций генераторов под внешним воздействием в четырех случаях различных амплитуд. Фазы исследуемых ритмов выделялись с помощью вейвлетного преобразования базовым вейвлетом Морле вдоль временного

масштаба, соответствующего частоте автономных колебаний генератора $f_0 = 270$ Гц.

В соответствии с работой [35] на рисунках 1.6(л, м) и 1.7(л, м) видно, что на разностях фаз в диапазоне частот f_0 наблюдаются области, где разность фаз изменяется по линейному закону на величину $\Delta\theta_0$, что свидетельствует об установлении режимов синхронизации.

Все используемые методы анализа продемонстрировали близкие результаты. Границы синхронизации отмечены на рисунках 1.6 и 1.7 точечными вертикальными линиями, для случая амплитуды сигнала $y(t)$ $A = 0.5$ границы участка синхронизации 1:1 идентифицируются на частотах 247-269 Гц (0.10-0.18 секунд), для $A = 1.0$ границы 236 - 280 Гц (0.09-0.20 секунд), для $A = 1.5$ границы 224-290 Гц (0.10-0.28 секунд), для $A = 2.0$ границы 191-309 Гц (0.07-0.41 секунд).

При воздействии на генератор частотно-модулированным воздействием потенциально возможно формирование режимов сложной динамики, искажение границ клювов синхронизации, возникновение мультистабильности с формированием сложной структуры вложенных языков синхронизации. Для исключения влияния этих эффектов в экспериментах при численном и радиофизическом моделировании проводились специальные тесты, включающие изменение частоты в обратном направлении и с другой скоростью. Границы синхронизации определялись в тех же местах.

1.4.1.3. Выводы

В данном разделе изучалась фазовая и частотная синхронизация радиофизического генератора с запаздыванием, модельное уравнение которого соответствует модели системы регуляции тонуса артерий.

Методы диагностики фазовой синхронизации применены к временным рядам колебаний напряжения на выходе неавтономного генератора с запаздывающей обратной связью, находящегося под воздействием сигнала с

линейно изменяющейся частотой. Для различных амплитуд внешнего воздействия показано, что все методы позволяют отчетливо диагностировать режимы синхронизации 1:1 автоколебаний генератора внешним сигналом и количественно определить их границы.

Границы интервалов фазовой синхронизации 1:1, идентифицируемые с помощью всех методов, близки.

1.4.2. Синхронизация сложных систем на примере анализа данных натуральных экспериментов

В данном разделе представлены результаты диагностики захвата линейно-частотно-модулированным сигналом дыхания фаз и частот контуров регуляции сердечно-сосудистой системы человека, обеспечивающих подстройку частоты сердечных сокращений и уровня среднего артериального давления. Как известно из литературных источников, эти контуры модулируют, соответственно, мгновенный период сердечных сокращений и тонус гладких мышц артериальных сосудов, изменяя просвет сосудов и настраивая, таким образом, средний уровень артериального давления и частоту сердечных сокращений под текущие потребности организма [40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47]. Эти контуры регуляции представляют собой распределенные структуры, включающие элементы нервной системы организма [48, 49, 50, 51, 52, 53] и каждый их контуров демонстрирует при спонтанном дыхании колебательную динамику с характерной частотой около 0.1 Гц [54, 55, 56, 57].

Исследование с помощью комплекса известных методов диагностики захвата частот и фаз указанных контуров регуляции кровообращения при воздействии на эти контуры линейно-частотно-модулированного сигнала дыханием, представляет фундаментальный интерес, позволяя развить с позиций радиофизики имеющиеся представления об особенностях индивидуальной и коллективной динамики исследуемого объекта, а также имеет прикладное значение, позволяя развивать и тестировать методы количественного анализа

степени синхронизации автогенераторов по их нестационарным данным в натурном эксперименте.

1.4.2.2. Экспериментальные данные

Сигналы анализируемых контуров регуляции сердечно-сосудистой системы выделялись из экспериментальных временных реализаций следующим образом. В экспериментах осуществлялась регистрация временных реализаций электрокардиограммы - сигнала электрической активности сердца, регистрируемого с поверхности тела электродами, закрепленными на запястьях рук испытуемого (рис. 1.8(а)), фотоплетизмограммы - регистрируемого оптическим датчиком отраженного света в инфракрасном диапазоне сигнала кровенаполнения сосудов пальца (рис. 1.8(б)) и сигнала дыхания с помощью термисторного датчика, омываемого потоками вдыхаемого и выдыхаемого воздуха. Регистрация проводилась с помощью стандартного цифрового многоканального регистратора с частотой дискретизации 250 выборок в секунду на канал с разрядностью квантования 14 бит. Регистратор обеспечивал полосу пропускания 0.05-100 Гц по всем каналам. Из сигнала электрокардиограммы выделялась последовательность временных интервалов между сердечными сокращениями – кардиоинтервалограмма (рис. 1.9(а)). Эта последовательность интерполировалась с использованием кубических бета-сплайнов и проводилась ее передискретизация с частотой выборки 5 Гц для получения эквидистантной (с фиксированным временем выборки) реализации (рис. 1.9(б)). Для получения сигнала контура регуляции частоты сердечных сокращений, такие эквидистантные реализации фильтровались полосовым фильтром около характерной частоты колебаний этого контура в полосе 0.05-0.25 Гц (сигнал $x(t)$ на рис. 1.10(а)). Такая процедура выделения сигнала контура регуляции частоты сердечных сокращений рекомендована в работах [56] и широко используется.

Для выделения сигнала контура регуляции среднего артериального давления сигнал фотоплетизмограммы фильтровался полосовым фильтром около характерной частоты собственных колебаний в полосе 0.05-0.25 Гц [58].

На рисунках 1.10(б, г) представлены проекции на плоскостях сигнал – его преобразование Гильберта. В силу присущего натурным объектам нестационарного характера динамики и наличия шумов различной природы, наблюдается некоторое «замазывание» проекции, которое может затруднить введение центров вращения для определения мгновенных фаз. Универсального решения данной проблемы неизвестно, поэтому для повышения достоверности результатов диагностика интервалов захвата фаз и частот в работе одновременно проводилась несколькими методами, которые по возможности сопровождалась контролем статистической значимости результатов.

В ходе исследования особенностей поведения указанных контуров регуляции с позиций радиофизики были проведены эксперименты, в которых специально разработанное программное обеспечение обеспечивало генерацию коротких звуковых сигналов, частота следования которых нарастала по линейному закону от 0.05 Гц до 0.25 Гц в течение 25 минут, а испытуемый по каждому звуковому сигналу осуществлял вдох. Всего было сделано 25 записей здоровых испытуемых.

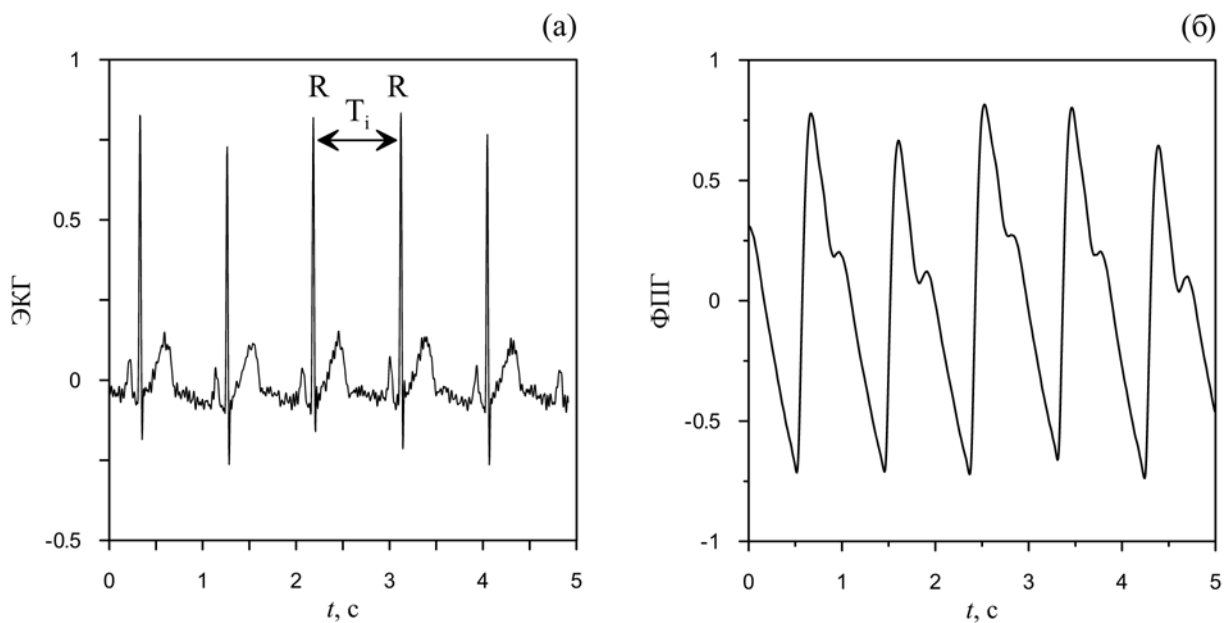


Рис. 1.8. Типичный вид электрокардиограммы (а) и фотоплетизмограммы (б) испытуемого. Сигналы приведены в произвольных единицах.

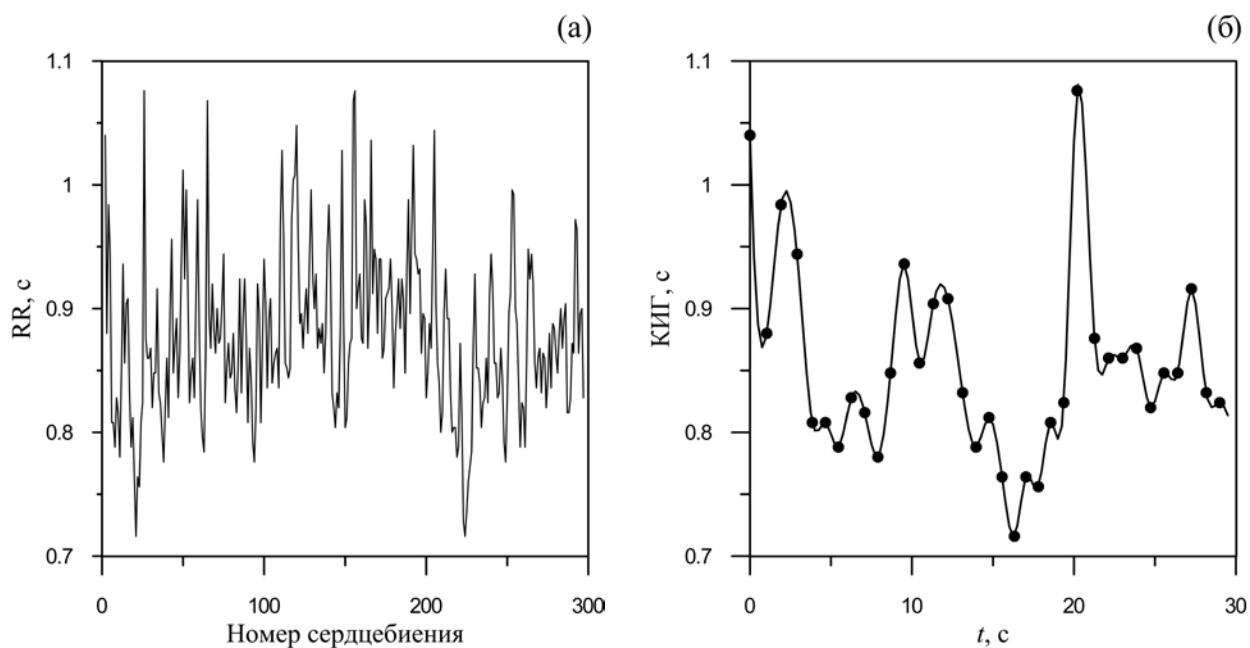


Рис. 1.9. Характерный вид неэквидистантной последовательности RR интервалов (а) и эквидистантной кардиоинтервалограммы (б).

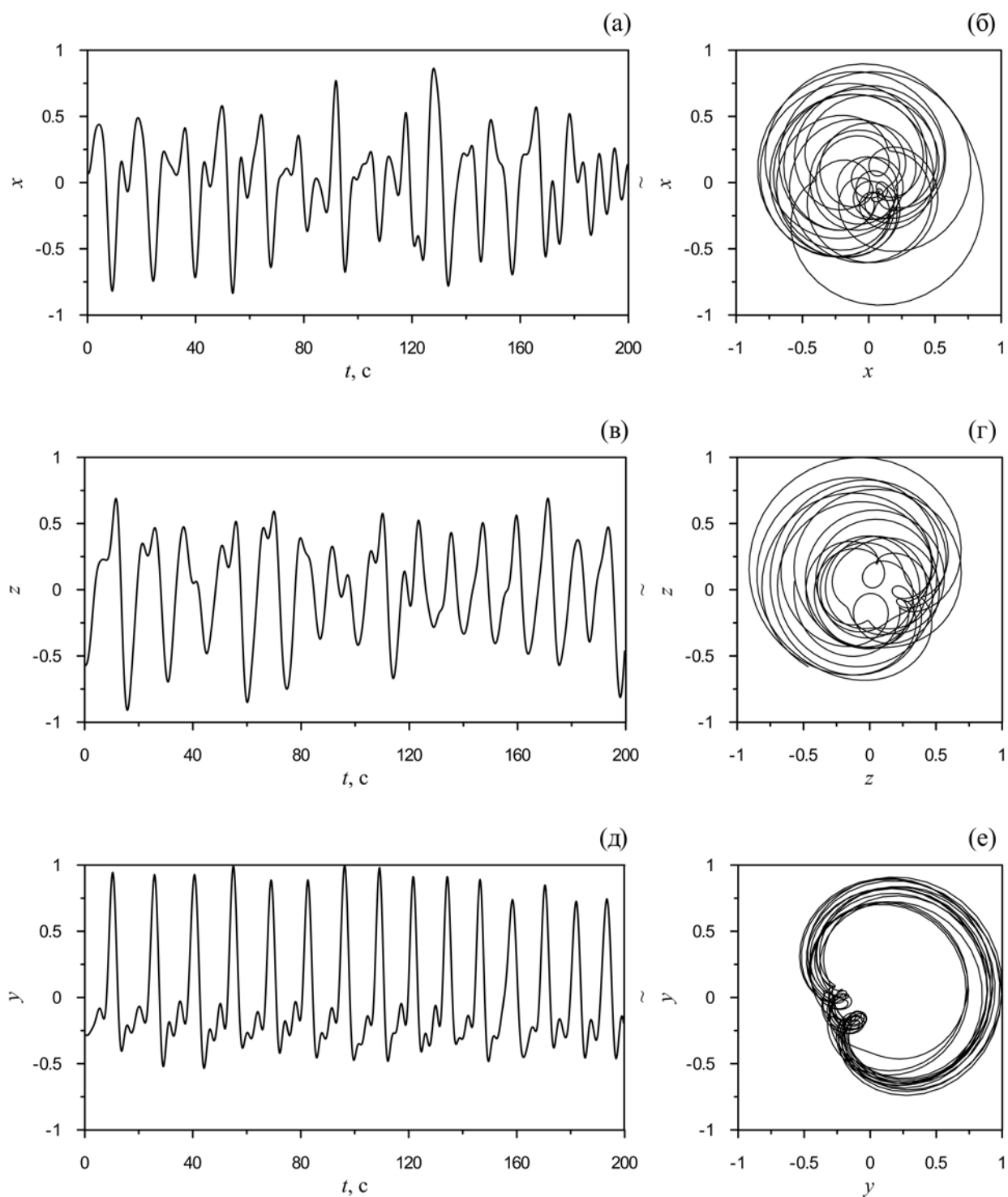


Рис. 1.10. Временные ряды сигналов, полученных в результате предварительной обработки экспериментальных данных, и проекции их фазовых портретов на плоскости сигнал - его преобразование Гильберта. Фильтрованные в полосе 0.05-0.25 Гц сигналы (а) - кардиоинтервалограммы, (в) – фотоплетизмограммы. (б, г) – соответствующие проекции фазовых портретов.

1.4.2.3. Результаты

Для всех испытуемых с помощью нескольких методов диагностики фазового и частотного захвата, апробированных в численных экспериментах (раздел 1.3) и на радиофизических системах (раздел 1.4.1), диагностировались границы и длительности интервалов синхронизации дыханием исследуемых контуров регуляции. Интервалы частотного и фазового захвата для всех испытуемых приведены в таблице 1.1

Типичный пример диагностики синхронизации по записям испытуемых А и Б представлены на рисунках 1.11 и 1.12. Левый столбец иллюстрирует результаты применения методов диагностики синхронизации для сигнала кардиоинтервалограммы, правый – для фотоплетизмограммы.

На рисунке 1.11(а, б) и 1.12(а, б) приведены диаграммы частотного захвата $f_x(f_y)$ и $f_z(f_y)$ медленных составляющих колебаний сигналов кардиоинтервалограммы и фотоплетизмограммы вынужденным дыханием для испытуемых А и Б соответственно. На рисунках 1.11(а, б) и 1.12(а, б) диагональный пунктир описывает закон изменения частоты сигнала дыхания, сплошная линия соответствует положению максимума в спектре колебаний в случае, если на частоте собственных колебаний (около 0.1 Гц) спектральные составляющие превышающие шумовой пьедестал не детектируются, что соответствует захвату частоты внешним сигналом. Если пик в районе 0.1 Гц присутствовал, то откладывалось его положение. На рисунках 1.13(а, б) и 1.14(а, б) приведены выборочные Фурье-спектры кардиоинтервалограммы и фотоплетизмограммы для испытуемых А и Б при разных частотах вынужденного дыхания (частота отмечена пунктиром), используемые для построения диаграмм частотного захвата на рисунках 1.11(а, б) и 1.12(а, б).

На рисунках 1.11(в, г) и 1.12(в, г) приведены значения коэффициента фазовой когерентности γ_{xy} и γ_{zy} , рассчитанные в скользящих окнах. Короткой пунктирной линией обозначен 95%-й уровень значимости, рассчитанный при проверке нулевой статистической гипотезы о несвязанных системах с помощью

суррогатных данных. Для этого случайным образом формировались 100 пар реализаций, зарегистрированных с разных людей и таким образом, заведомо не связанных друг с другом. Гипотеза об отсутствии воздействия со стороны процесса дыхания проверялась с помощью суррогатных данных, формируемых случайным перемешиванием окон во времени. 95%-й полный уровень значимости отмечен длинным пунктиром.

На рисунке 1.11(д, е) и 1.12(д, е) приведены синхрограммы ψ_{xy} и ψ_{zy} , позволяющие проводить попарный анализ сигналов кардиоинтервалограммы и фотоплетизмограммы с сигналом дыхания для испытуемых А и Б.

На рисунке 1.11(ж, з) и 1.12(ж, з) приведены вейвлетные спектры $|W(s, t_0)|_x$ и $|W(s, t_0)|_z$ временных рядов кардиоинтервалограммы и фотоплетизмограммы при дыхании с линейно меняющейся частотой для испытуемых А и Б.

На рисунке 1.11(и, к) и 1.12(и, к) представлены зависимости разностей фаз $\Delta\varphi_{xy}$ и $\Delta\varphi_{xz}$ между сигналом дыхания и временными масштабами, соответствующими этому сигналу дыхания, в ряде кардиоинтервалограммы и фотоплетизмограммы для испытуемых А и Б. Фазы исследуемых сигналов выделялись вдоль штриховой линии на рисунке 1.11(ж, з) и 1.12(ж, з). В соответствии с методикой [34] участкам фазового захвата должны соответствовать участки линейного падения разности фаз.

На рисунке 1.11(л, м) и 1.12(л, м) представлены реализации приращений фаз $\Delta\theta_{xy}$ и $\Delta\theta_{xz}$, оцененные по унивариантным временным рядам 0.1-Гц кардиоинтервалограммы и 0.1-Гц фотоплетизмограммы. Фазы выделялись вдоль постоянного масштаба, соответствующего частоте автономных колебаний 0.1 Гц. Участкам фазового захвата должны соответствовать участки, в которых разность фаз стабилизируется и монотонно изменяется на величину $\Delta\omega\tau$, в соответствии с работой [35].

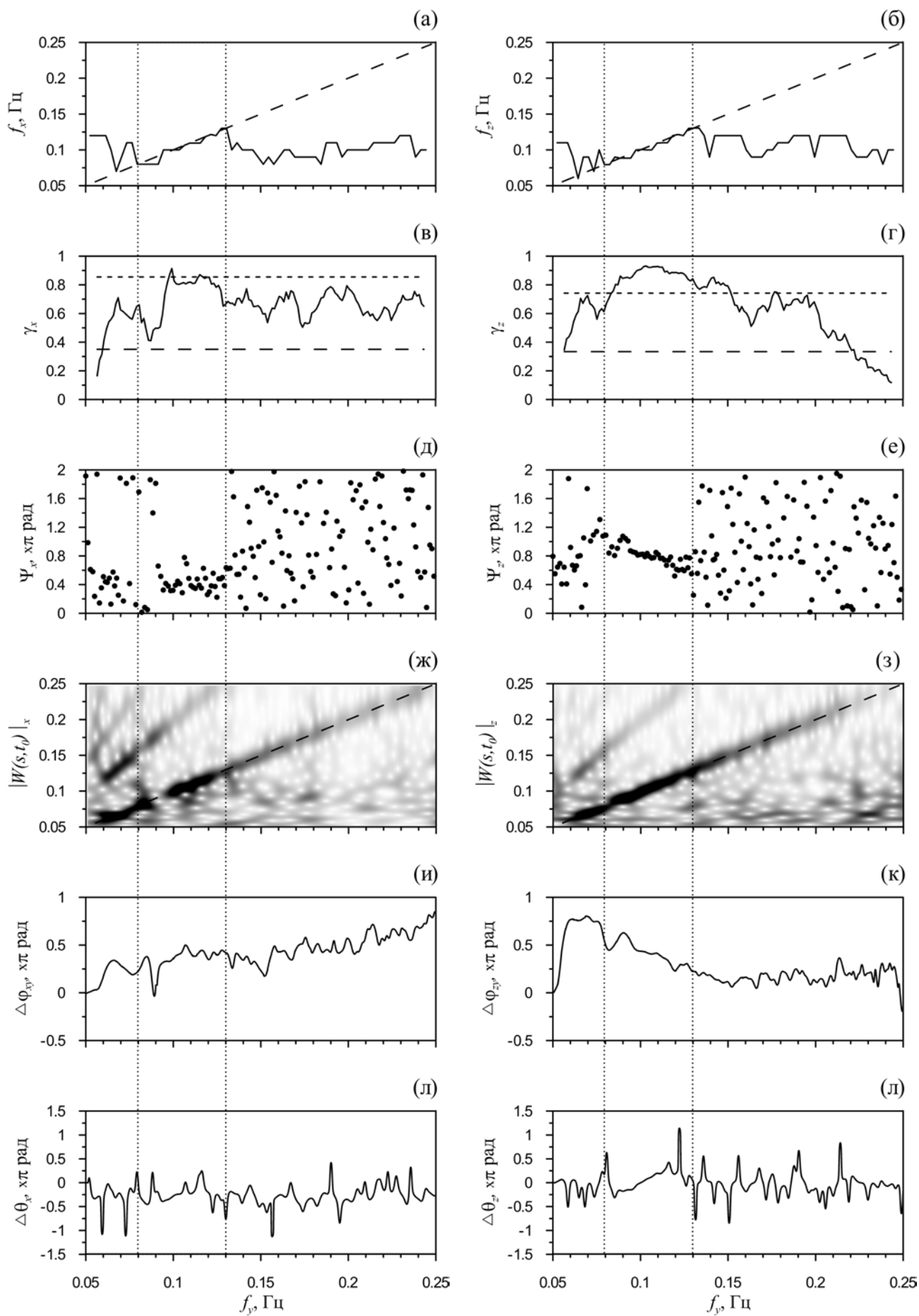


Рис. 1.11. Результаты диагностики синхронизации в ходе обработки записей испытуемого А. Левый столбец – результаты применения методов диагностики синхронизованности для сигнала кардиоинтервалограммы, правый – для фотоплетизмограммы. (а, б) – диаграммы частотного захвата. Значения, лежащие вблизи линии изменения частоты внешнего сигнала (диагональная пунктирная линия), соответствуют синхронному поведению. (в, г) – значения коэффициента фазовой когерентности, рассчитанного в скользящих окнах. Горизонтальные пунктирные линии отмечают полные 95%-е уровни значимости, рассчитанные с помощью суррогатных данных, полученных путем случайного выбора пар сигналов от разных испытуемых. Таким образом, значения, превышающие эту линию, с вероятностью 0.95 указывают на наличие значимой синхронизации; (д, е) – синхрограммы; (ж, з) – вейвлетные спектры Морле; (и, к) – динамика разности фаз на временных масштабах, соответствующих частоте дыхания. Линейное изменение разности фаз на π указывает на фазовую синхронизацию; (л, м) – динамика приращения фаз на постоянном масштабе 0.1 Гц. Линией проведена аппроксимация участка разности фаз. (л, м) – динамика разности фаз на постоянном масштабе 0.1 Гц. Монотонное линейное изменение разности фаз на $\Delta\omega\tau$ указывает на фазовую синхронизацию. Вертикальными пунктирными линиями отмечены границы частотного захвата, диагностированные с помощью диаграммы частотного захвата.

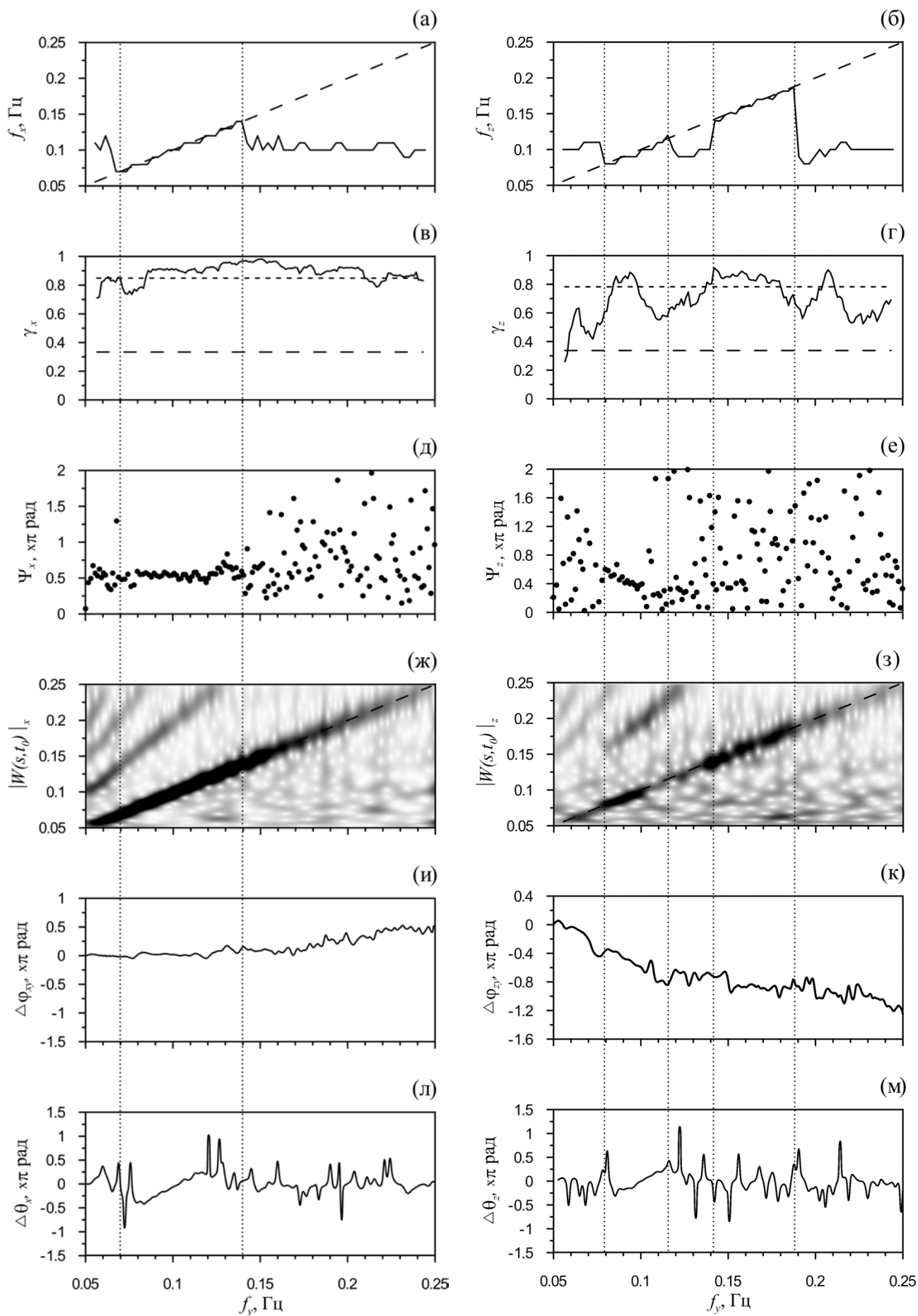


Рис. 1.12. Результаты диагностики синхронизации в ходе обработки записей испытуемого Б. Левый столбец – результаты применения методов диагностики синхронизации для сигнала кардиоинтервалограммы, правый – для фотоплетизмограммы. (а, б) – диаграммы частотного захвата. Значения, лежащие вблизи линии изменения частоты внешнего сигнала (диагональная пунктирная линия), соответствуют синхронному поведению. Точечными вертикальными пунктирными линиями отмечены границы частотного захвата; (в, г) – значения коэффициента фазовой когерентности, рассчитанного в скользящих окнах. Горизонтальные пунктирные линии отмечают полные 95%-е уровни значимости, рассчитанные с помощью суррогатных данных, полученных путем случайного выбора пар сигналов от разных испытуемых. Таким образом, значения, превышающие эту линию, с вероятностью 0.95 указывают на наличие значимой синхронизации; (д, е) – синхрограммы; (ж, з) – вейвлетные спектры Морле; (и, к) – динамика разности фаз на временных масштабах, соответствующих частоте дыхания. Линейное изменение разности фаз на π указывает на фазовую синхронизацию; (л, м) – динамика приращения фаз на постоянном масштабе 0.1 Гц. Линией проведена аппроксимация участка разности фаз. (л, м) – динамика разности фаз на постоянном масштабе 0.1 Гц. Монотонное линейное изменение разности фаз на $\Delta\omega\tau$ указывает на фазовую синхронизацию.

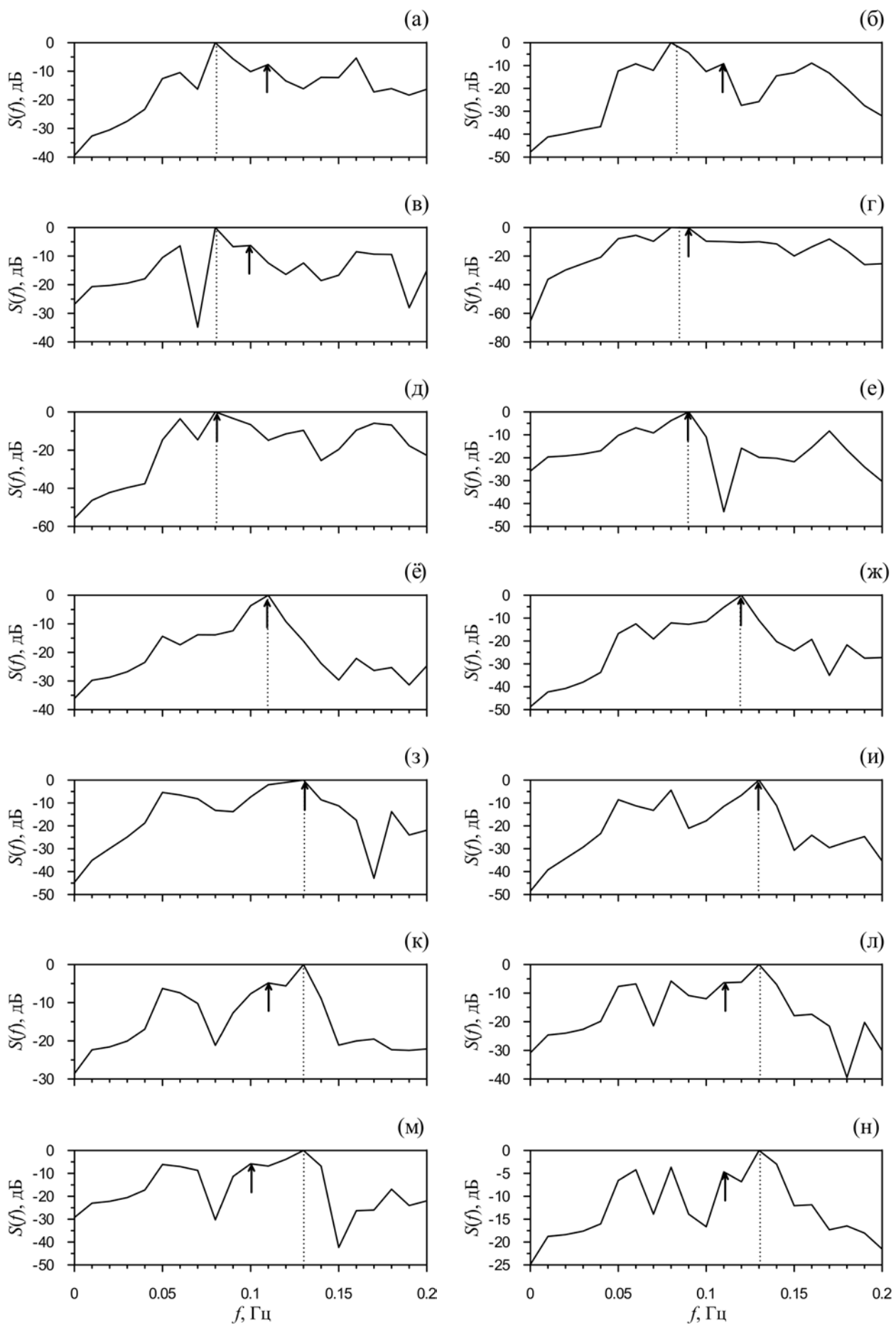


Рис. 1.13. Фурье-спектры кардиоинтервалограммы (а) и фотоплетизмограммы (б) испытуемого А при разных частотах вынужденного дыхания, используемые для построения диаграмм частотного захвата. Левый столбец - Фурье-спектры сигнала кардиоинтервалограммы, правый - фотоплетизмограммы. Пунктирной линией отмечена внешняя частота дыхания, стрелкой - частота исследуемых систем регуляции. (а, б, м, н) - нет синхронизации. (в, г) - подтягивание частот. (д, е, ё, ж, з, и) - частотный захват. (к, л) - срыв частот.

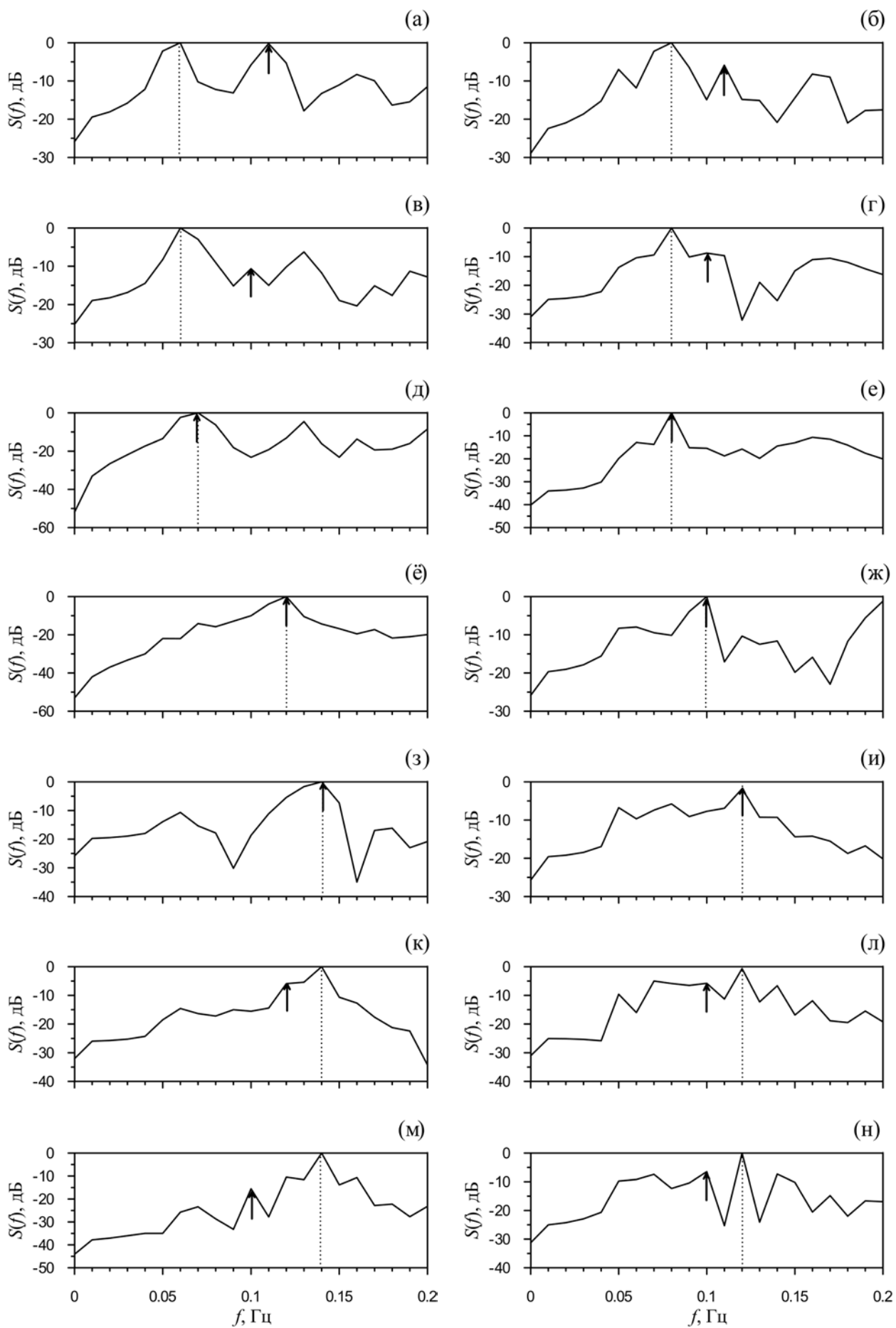


Рис. 1.14. Фурье-спектры кардиоинтервалограммы (а) и фотоплетизмограммы (б) испытуемого Б при разных частотах вынужденного дыхания, используемые для построения диаграмм частотного захвата. Левый столбец - Фурье-спектры сигнала кардиоинтервалограммы, правый - фотоплетизмограммы. Пунктирной линией отмечена внешняя частота дыхания, стрелкой - частота исследуемых систем регуляции. (а, б, м, н) - нет синхронизации. (в, г) - подтягивание частот. (д, е, ё, ж, з, и) - частотный захват. (к, л) - срыв частот.

Получение количественных оценок границ областей фазового захвата с помощью синхрограмм, анализа вейвлетного спектра, динамики разностей фаз постоянного и переменного временных масштабов вейвлетного спектра мощности затруднительно, поэтому, количественное сопоставление длительностей интервалов, на которых была диагностирована синхронизация, проводилось в ходе анализа результатов, полученных методами построения диаграмм частотного захвата и с помощью расчета коэффициента фазовой когерентности. Остальные методы использовались для качественного сопоставления результатов.

Метод оценки диаграмм частотного захвата позволил идентифицировать синхронизацию контура симпатической регуляции частоты сердечных сокращений для испытуемого А на частотах 0.08-0.13 Гц (260-600 секунд) (рис. 1.11(а)) и для испытуемого Б на частотах 0.07-0.14 Гц (130-650 секунд) (рис. 1.12(а)). Границы частотного захвата сигнала фотоплетизмограммы для испытуемого А на частотах 0.08-0.13 Гц (190-630 секунд) (рис. 1.11(б)) и Б на частотах 0.08-0.12 Гц (240-490 секунд), 0.14-0.19 Гц (694-1031 секунд) (рис. 1.12(б)).

Из рисунка 1.11 и 1.12 видно, что метод оценки коэффициента фазовой когерентности позволил идентифицировать частотный захват контура симпатической регуляции частоты сердечных сокращений для испытуемого А в узких полосах около 0.1 Гц (360-380 секунд), и около 0.11 Гц (480-500 секунд) (рис. 1.11(в)) и для испытуемого Б на частотах 0.08-0.21 Гц (260-1200 секунд), 0.22-0.24 Гц (1290-1430 секунд) (рис. 1.12(в)). Границы частотного захвата системы фотоплетизмограммы для испытуемого А на частотах 0.08-0.15 Гц (250-760 секунд) (рис. 1.11(г)) и для испытуемого Б на частотах 0.08-0.10 Гц (260-360 секунд), 0.14-0.18 Гц (660-980 секунд), 0.20-0.21 Гц (1150-1210 секунд) (рис. 1.12(г)).

При детальном анализе рисунков 1.11(д, е) и 1.12(д, е) можно отметить, что интервалы синхронизации, диагностируемые с помощью расчета синхрограмм, уже, чем при использовании методов спектрального

оценивания. Это объясняется необходимостью осуществлять фильтрацию сигналов для построения синхрограмм в более узкой полосе частот (0.07-0.13 Гц), чем для других методов. Поэтому, анализ синхрограмм здесь может использоваться для качественного сопоставления областей фазового захвата исследуемых подсистем регуляции и диагностики их сдвига друг относительно друга.

Была сделана качественная оценка длительностей интервалов фазового захвата (рис. 1.11(д, е) и 1.12(д, е)). Синхрограммы диагностируют участки фазового захвата сигналов как контура барорефлекторной регуляции тонуса артериальных сосудов, так и контура симпатической регуляции частоты сердечных сокращений длительностью десятки характерных периодов. При этом для испытуемого Б длительность интервала синхронизации в кардиоинтервалограммы больше, чем в фотоплетизмограммы. Для испытуемого А длительность интервала синхронизации в кардиоинтервалограммы меньше, чем в фотоплетизмограммы.

На вейвлет-спектрах на рисунке 1.11(ж, з) и 1.12(ж, з) отчетливо видны высшие гармоники дыхания. Области высоких значений на вейвлет-спектрах качественно соответствуют интервалам захвата фаз и частот, диагностированным другими методами.

На панелях 1.11(к) и 1.12(к) наблюдаются участки линейного падения разности фаз, соответствующие областям фазового захвата, согласно работе [34]. На панелях 2.11(и) и 2.12(и) таких участков выявить не удалось.

На рисунке 1.11(л, м) и 1.12(л, м) наблюдаются участки, соответствующие фазовому захвату, на которых разность фаз линейно изменяется примерно на $\Delta\omega\tau$, в соответствии с работой [35].

Количественный анализ результатов включал исследование длительностей интервалов, на которых был диагностирован захват фаз и частот методами диаграмм частотного захвата $f_x(f_y)$ и оценкой коэффициента γ .

Суммарные длительности интервалов частотного захвата с помощью метода диаграмм частот - d_1 , и суммарные длительности интервалов, превышающие 95% уровень значимости, полученный в результате приготовления суррогатных реализаций от несвязанных временных рядов исследуемых систем и дыхания - d_2 , приведены в таблице 1.1.

Интервалы частотного и фазового захвата, приведенные в таблице 1.1 в столбцах 2 и 4, представляют собой расстояние в единицах частоты внешнего воздействия между началом первого диагностированного участка синхронизации и концом последнего. Абсолютная длительность интервалов синхронизации, приведенная в таблице 1.1 в столбцах 3 и 5, является суммарной длительностью интервалов, лежащих внутри соответствующего диапазона частот, на которых было выявлено наличие синхронизации. В каждой ячейке таблицы в первой строке указан результат диагностики синхронизации методом $f_x(f_y)$, во второй строке указан результат диагностики синхронизации методом \mathcal{U} .

С помощью построения диаграмм была диагностирована длительность участков частотного захвата: длительность интервалов захвата сигнала кардиоинтервалограммы составляла от 20 до 520 секунд, в среднем 258 ± 116 секунд, а интервалов захвата фотоплетизмограммы – от 10 до 480 секунд, в среднем – 266 ± 101 секунд.

Таблица 1.1. Диагностированные длительности интервалов синхронизации.

№.	Интервал захвата кардиоинтервалограммы, Гц	d_1, c	Интервал захвата фотоплетизмограммы, Гц	d_2, c
А	0.08-0.13	340	0.08-0.13	439
	0.10-0.12	40	0.08-0.15	510
Б	0.07-0.14	520	0.08-0.19	587
	0.08-0.24	1080	0.08-0.21	480
В	0.07-0.24	1260	0.08-0.19	540
	0.06-0.24	730	0.06-0.08	150
Г	0.06-0.13	383	0.09-0.15	248
	0.06-0.16	610	0.12-0.20	520
Д	0.07-0.13	405	0.11-0.14	162
	-	-	-	-
Е	0.07-0.13	405	0.07-0.13	450
	-	-	-	-
Ё	0.06-0.11	315	0.05-0.11	423
	0.08-0.14	250	0.06-0.17	840
Ж	0.09-0.15	470	-	-
	0.12-0.19	390	0.07-0.14	460
З	0.09-0.16	562	0.08-0.15	473
	0.07-0.11	280	-	-
И	0.09-0.18	675	0.08-0.14	472
	0.13-0.24	291	-	-
К	-	-	-	-
	0.14-0.23	100	-	-
Л	0.06-0.13	383	0.09-0.15	247
	-	-	-	-
М	0.08-0.21	990	0.09-0.18	584
	0.13-0.15	160	0.12-0.24	450
Н	-	-	-	-
	0.13-0.19	250	0.06-0.15	400
О	-	-	-	-
	-	-	-	-
П	-	-	-	-
	0.06-0.18	730	0.06-0.16	570
Р	-	-	-	-
	-	-	-	-
С	0.07-0.12	383	0.10-0.12	135
	-	-	-	-
Т	-	-	-	-
	-	-	-	-
У	0.07-0.12	337	0.08-0.12	248
	0.14-0.17	120	0.13-0.16	160
Ф	0.08-0.12	293	0.08-0.12	243
	-	-	-	-
К	0.08-0.16	600	0.10-0.16	500
	0.15-0.16	30	0.06-0.06	20
Ц	0.08-0.12	320	0.08-0.19	720
	0.07-0.16	680	0.06-0.19	640
Ч	0.07-0.14	550	0.07-0.15	600
	0.07-0.17	480	0.06-0.18	270
Ш	0.07-0.17	650	0.08-0.16	600
	0.09-0.11	200	-	-

В ходе расчета меры γ для некоторых записей значения коэффициентов оказывались незначимыми для всех окон. В этом случае, в соответствующей графе таблицы ставился прочерк. Для записей, демонстрирующих значимые значения коэффициента фазовой когерентности γ , суммарная длительность интервалов фазового захвата сигнала кардиоинтервалограммы составляла от 30 до 1080 секунд, в среднем 378 ± 296 секунд, при этом максимальная длительность непрерывного интервала фазового захвата составила 940 секунд, а интервалов захвата фотоплетизмограммы – от 20 до 840 секунд, в среднем 421 ± 223 секунды, при этом максимальная длительность непрерывного интервала фазового захвата составила 840 секунд.

Нужно отметить, что незначимый результат говорит не об отсутствии синхронизации, а о том, что в ходе анализа конкретных экспериментальных реализаций конкретными методами на выбранном уровне значимости нельзя сделать достоверного вывода о наличии синхронизации.

Из таблицы 1.1 видно, что при анализе диаграмм частотного захвата 14 записей продемонстрировали более длинные интервалы синхронизации в кардиоинтервалограммы и 11 в фотоплетизмограммы, а при использовании метода, основанного на расчете коэффициента γ с контролем значимости, соотношение составило: 13 и 6 записей, соответственно (при этом результаты для 7 записей оказались незначимы). Полученные результаты свидетельствуют в пользу того, что в ряде случаев интервалы захвата контура симпатической регуляции частоты сердечных сокращений шире, чем контура барорефлекторной регуляции тонуса артериальных сосудов.

Для статистического анализа полученных результатов были оценены разности длин интервалов синхронизации $\Delta d = d_1 - d_2$. Результаты представлены на рисунке 1.15. Горизонтальные пунктирные линии отмечают удвоенное стандартное отклонение. Видно, что для обоих методов наблюдаются ситуации, когда Δd превышает удвоенное стандартное

отклонение. В предположении нормальности распределения величин Δd , эти отклонения не могут быть объяснены случайными флуктуациями.

Таким образом для испытуемого Р метод $f(f_x)$ и для испытуемого В метод γ демонстрируют, что длительность интервала синхронизации дыханием контура симпатической регуляции частоты сердечных сокращений значимо превышает (с вероятностью 0.95) такой для контура барорефлекторной регуляции тонуса артериальных сосудов. Для испытуемого О интервал синхронизации дыханием контура барорефлекторной регуляции тонуса артериальных сосудов значимо шире контура симпатической регуляции частоты сердечных сокращений.

Как отмечалось, другие используемые методы позволили сопоставить особенности синхронизации исследуемых систем качественно.

Анализ синхрограмм демонстрирует наличие интервалов синхронизации обеих исследуемых регуляторных систем сигналом дыхания, длительностью десятки и сотни секунд для всех испытуемых. По 12 записям можно сделать вывод о том, что ширина интервала захвата в контуре симпатической регуляции частоты сердечных сокращений шире, чем в контуре барорефлекторной регуляции тонуса артериальных сосудов, по 6 записям можно сделать обратный вывод и в 7 случаях длины диагностируемых интервалов близки.

Качественная оценка фазового захвата с помощью расчета $\Delta\varphi$ дает следующие результаты. По 3 записям можно сделать вывод о том, что ширина интервала захвата в контуре симпатической регуляции частоты сердечных сокращений шире, чем в контуре барорефлекторной регуляции тонуса артериальных сосудов, в 3 записях длительность участков была одинакова. В остальных случаях диагностировать интервалы синхронизации одновременно в контурах симпатической регуляции частоты сердечных сокращений и барорефлекторной регуляции тонуса артериальных сосудов не удалось.

Анализ $\Delta\theta$ демонстрирует наличие интервалов синхронизации обеих исследуемых регуляторных систем сигналом дыхания, длительностью десятки и сотни секунд для всех испытуемых. По 13 записям можно сделать вывод о том, что ширина интервала захвата в контуре симпатической регуляции частоты сердечных сокращений шире, чем в контуре барорефлекторной регуляции тонуса артериальных сосудов, по 8 записям можно сделать обратный вывод, и в 4 случаях длины диагностируемых интервалов близки.

Таким образом, качественный и количественный анализ показал, что интервалы синхронизации контуров регуляции частоты сердечных сокращений и среднего артериального давления смещены относительно друг друга во времени и в ряде случаев длительность таких интервалов для одного из контуров значительно превышает таковую для другого. Такие результаты могут быть объяснены только в рамках гипотезы о том, что эти контуры регуляции могут рассматриваться, как независимые взаимодействующие автоколебательные системы, подтверждая результаты, полученные в работах [47, 44] и уточняя известную гипотезу, сформулированную в работах [45, 46, 53], предполагающую, что контур регуляции частоты сердечных сокращений не демонстрирует автоколебаний, а позволяет наблюдать лишь пассивный отклик на воздействие контура регуляции среднего артериального давления.

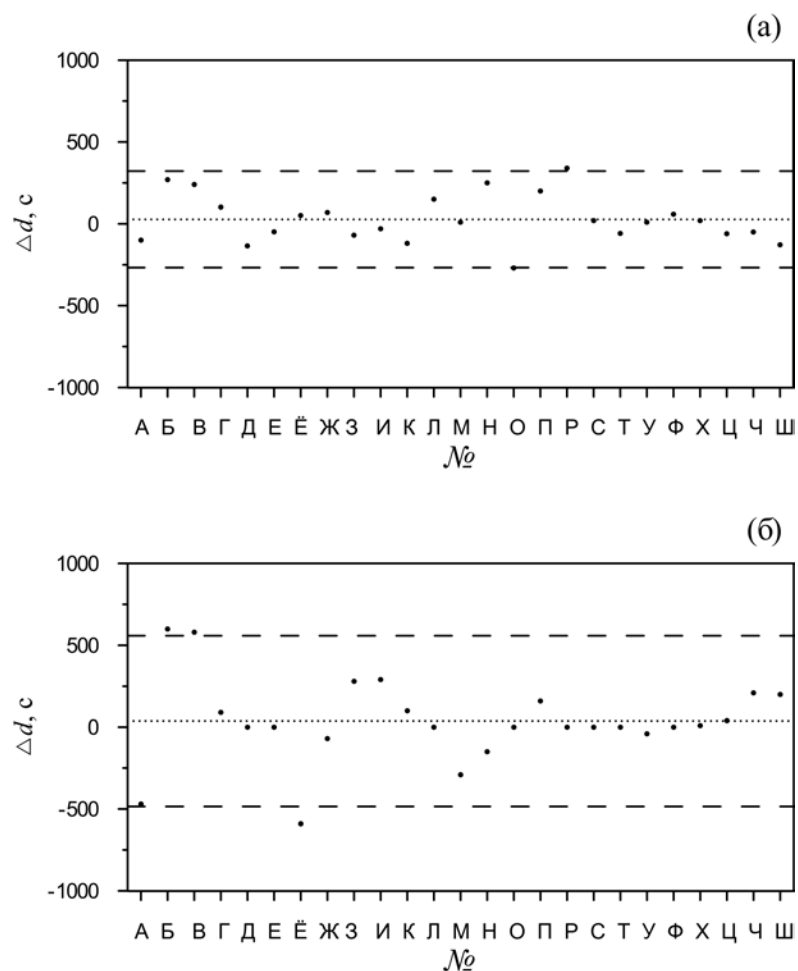


Рис. 1.15. Результаты статистического анализа длительностей участков частотного и фазового захвата. (а, б, точки) – разности суммарной длительности интервалов синхронизации дыханием кардиоинтервалограммы и фотоплетизмограммы для всех испытуемых, оцененные с помощью методов диаграммы частотного захвата и оценки коэффициента фазовой когерентности, соответственно; (короткий пунктир) – среднее значение; (длинный пунктир) – удвоенное стандартное отклонение.

1.5. Результаты и выводы

1. В ходе численного моделирования с использованием нелинейного осциллятора и в радиофизическом эксперименте при анализе реализаций неавтономного генератора с запаздывающей обратной связью, имеющего схожую структуру с контуром регуляции артериального давления, обеспечивающего 0.1-Гц колебания в сигнале фотоплетизмограммы, впервые проведена диагностика фазового и частотного захвата в активном эксперименте при воздействии на генератор сигналом, линейно модулированным по частоте. Показано, что методы построения диаграммы частотного захвата, расчета синхрограммы, оценки коэффициента фазовой когерентности, наблюдения динамики разностей фаз временных масштабов вейвлетного спектра мощности, соответствующих основной частоте и частоте воздействующего сигнала, способны диагностировать захват фаз и частот колебаний, дают близкие результаты, соответствующие известным ранее теоретическим и численным результатам. Перечисленные разнородные и имеющие разные преимущества и границы применимости методы анализа дают близкие результаты при использовании в активном эксперименте, дизайн которого воспроизводит дизайн натуральных экспериментальных исследований. Полученный результат позволяет использовать сопоставляемые методы параллельно для диагностики синхронизации в активном эксперименте по данным биологической природы для повышения достоверности результатов.

2. Были проведены натурные эксперименты с линейно нарастающей частотой дыхания здоровых испытуемых. В ходе анализа таких экспериментальных сигналов впервые выявлены длительные интервалы захвата сигналом дыхания частоты и фазы сигналов контура регуляции артериального давления, выделяемых из пальцевой фотоплетизмограммы. Длительность таких интервалов составила от 20 до 840 секунд (среднее значение и стандартное отклонение: 428 ± 193 секунд).

3. Проведено количественное и качественное сопоставление длительностей и взаимного расположения интервалов фазового и частотного захвата сигналом дыхания 0.1-Гц контура регуляции частоты сердечных сокращений и контура регуляции артериального давления для экспериментального ансамбля записей из 25 испытуемых. Качественный анализ взаимодействия указывает на то, что есть сложное нелинейное взаимодействие дыхания с каждой из систем, приводящее к фазовому и частотному захвату. Причем более половины испытуемых демонстрирует более длинные интервалы захвата дыханием контура регуляции частоты сердечных сокращений, чем контура регуляции артериального давления.

4. Результаты, полученные в ходе анализа данных биологической природы, свидетельствуют в пользу того, что контуры симпатической регуляции частоты сердечных сокращений и регуляции артериального давления могут рассматриваться как независимые взаимодействующие автогенераторы, каждый из которых находится под воздействием процесса дыхания, подкрепляя результаты ряда известных экспериментальных исследований.

ГЛАВА 2. ДИАГНОСТИКА ФАЗОВОЙ СИНХРОНИЗАЦИИ ВЗАИМОДЕЙСТВУЮЩИХ АВТОГЕНЕРАТОРОВ ПО НЕСТАЦИОНАРНЫМ ВРЕМЕННЫМ РЯДАМ

2.1. Введение

Несмотря на значительное количество известных методов анализа синхронизации систем по временным реализациям оказывается, что большинство из них не подходят для количественной оценки степени синхронизации при анализе нестационарных сигналов, для которых характерно чередование интервалов синхронизации и несинхронного поведения, обусловленное перестройкой параметров систем во времени.

Во втором разделе главы анализируются известные методы диагностики границ фазовой синхронизации, обсуждаются их возможности по обработке нестационарных сигналов.

В третьем разделе предложен метод диагностики границ фазовой синхронизации, позволяющий выявлять границы интервалов фазовой синхронизации при анализе нестационарных временных реализаций взаимодействующих автогенераторов, для которых характерно чередование интервалов синхронизации и несинхронного поведения. Работоспособность предложенного метода иллюстрируется в ходе анализа реализаций эталонных моделей нелинейной динамики в четвертом разделе.

В пятом разделе метод применен для исследования синхронизации натуральных объектов по экспериментальным данным.

Глава заканчивается выводами, представленными в разделе шесть.

2.2. Методы диагностики синхронизации по нестационарным данным

Для диагностики границ участков фазовой синхронизации по сильно нестационарным данным в работах [59, 60] было предложено использовать интегральную оценку степени синхронизации с помощью расчета численного

индекса - суммарного процента фазовой синхронизации, представляющего собой относительное время синхронного поведения систем, а для диагностики границ интервалов фазовой синхронизации по таким нестационарным реализациям ранее были предложены два специализированных метода.

Один из предложенных ранее методов был основан на оценке производной реализации разности мгновенных фаз. Такая производная имеет смысл оценки расстройки мгновенных частот колебаний двух исследуемых систем. Для реализации разности фаз проводилась оценка производной методом конечных разностей, как разницы между двумя соседними значениями разности фаз нормированной на шаг выборки. Затем проводилось выявление участков реализации разности фаз, на которых значения производной находились в диапазоне $[-d, d]$. Если на таком участке модуль среднего значения производной оказывался меньше параметра r и длительность такого участка была более l , то участок считался интервалом фазового захвата [59, 59].

Потенциальным преимуществом такого подхода является высокое временное разрешение. Однако возможности такой методики оказались крайне ограниченными в силу ее высокой чувствительности к шумам экспериментальных данных. Дело в том, что экспериментальные данные биологической природы, в частности сигналы исследуемых контуров регуляции, сильно подвержены влиянию шумов различной природы. При этом оценка производной по зашумленным сигналам методом конечной разности является наихудшим способом оценки, так как такой способ дифференцирования усиливает высокочастотные шумы, затрудняя анализ и даже делая его невозможным.

Второй метод автоматического определения участков фазовой синхронизации был основан на подсчете значений локального среднего и дисперсии разности фаз в окне длительностью k секунд. Если на каком-либо участке локальное среднее значение изменяется на величину, меньшую чем r ,

и дисперсия на этом участке меньше фиксированного значения d , то при длительности участка больше l секунд, считается, что это участок фазовой синхронизации [59, 59].

С помощью данного метода удалось получить ряд полезных результатов [59, 59]. Однако, метод обладает невысокой чувствительностью и временным разрешением, что отмечалось самими авторами. Кроме того, метод имеет четыре свободных параметра, выбор которых из априорных соображений затруднителен, что существенно усложняет использование данного подхода для анализа экспериментальных данных.

Актуальной задачей является создание специализированного чувствительного метода диагностики фазовой синхронизации, ориентированного на анализ нестационарных экспериментальных реализаций по коротким реализациям в условиях нестационарности, приводящей к чередованию интервалов фазовой синхронизации и несинхронного поведения различной длительности. Разработка таких специализированных методов диагностики синхронизации и сопоставление их с известными обсуждается во второй и третьей главах диссертационной работы.

2.3. Предложенный метод диагностики интервалов фазовой синхронизации

Согласно определению (1.1), при наличии фазовой синхронизации зависимость разности фаз от времени $\Delta\varphi(t)$ колеблется около некоторого постоянного значения. Области синхронизации между исследуемыми ритмами могут быть диагностированы, как области, на которых относительная фаза колеблется около некоторого постоянного значения [1].

Для автоматизации процедуры поиска участков синхронизации порядка 1:1 исследуемых колебательных процессов $x(t)$ и $y(t)$ разработан алгоритм, основанный на линейной аппроксимации мгновенной разности фаз

$\Delta\varphi(t) = \varphi_x(t) - \varphi_y(t)$ в скользящем окне. Иллюстрация работы предложенного метода поиска областей синхронизации колебаний представлена на рисунке 2.1. Метод состоит в следующем. В окне, имеющем ширину b , с помощью метода наименьших квадратов проводится линейная аппроксимация зависимости $\Delta\varphi(t)$. В результате, для момента времени t_i , соответствующего середине окна, получаем угловой коэффициент наклона аппроксимирующей прямой α_i . Сдвигая окно на одну точку вдоль временной реализации $\Delta\varphi(t)$, вычисляем угол наклона α_{i+1} для момента времени t_{i+1} и т.д. Областям фазовой синхронизации, на которых зависимость $\Delta\varphi(t)$ имеет почти горизонтальный вид, должны соответствовать участки с малым значением α . Введем пороговое значение коэффициента наклона α , равное $\pm a$, полагая, что синхронизация колебаний возможна лишь при $|\alpha| \leq |a|$. Вторым необходимым условием синхронизации является достаточно большая протяженность непрерывной области, на которой выполняется $|\alpha| \leq |a|$. Длительность такого интервала должна быть не менее величины l . При описанном подходе конечная ширина скользящего окна не позволяет исследовать синхронизацию на начальном участке сигнала разности фаз протяженности $b/2$ и конечном участке той же длины. Однако использование полиномиального сглаживания для идентификации пологих участков позитивно сказывается при борьбе с влиянием на результат диагностики шумов различной природы. Для количественной оценки фазовой синхронизованности по реализации разности фаз $\Delta\varphi(t)$ конечной длины подсчитывается численный индекс - суммарный процент фазовой синхронизации S . Он вычисляется как длительность всех областей синхронизации и выражается в процентах от длительности всей записи.

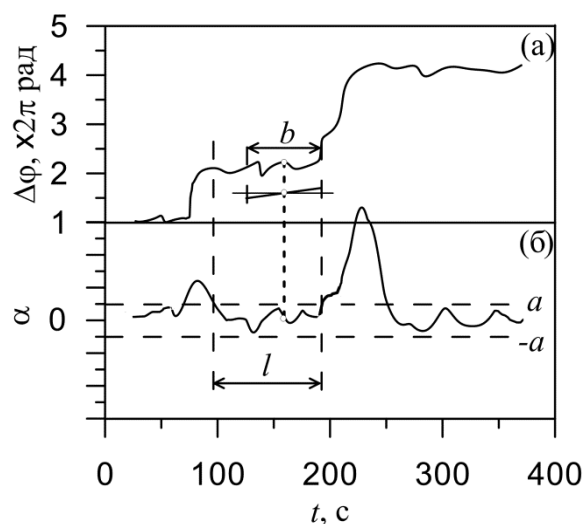


Рис. 2.1. Иллюстрация процедуры автоматического поиска областей синхронизации колебаний: а - линейная аппроксимация зависимости $\Delta\varphi(t)$ в скользящем окне; б – угол наклона аппроксимирующей прямой.

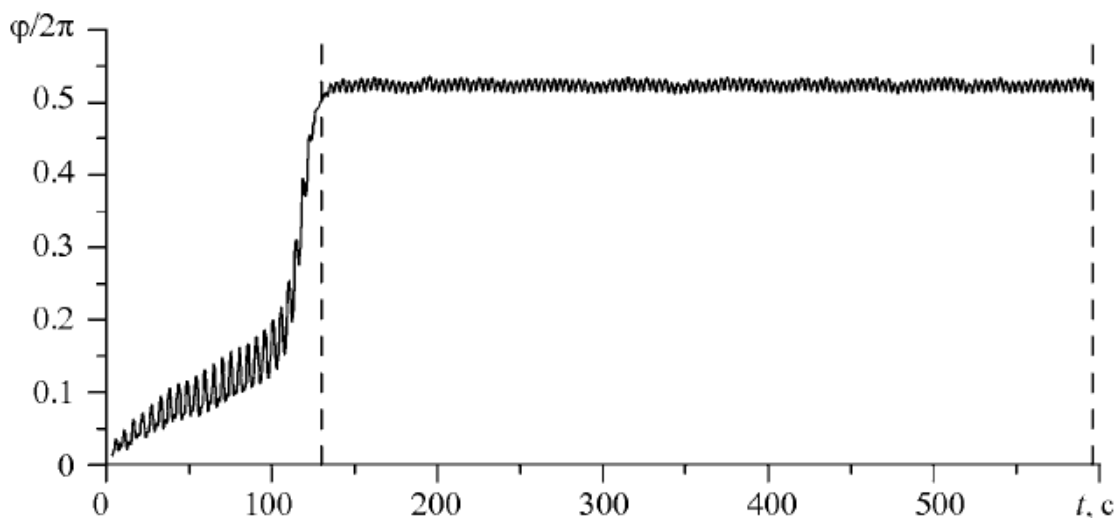


Рис. 2.2. Исследование синхронизации неавтономного генератора Ван дер Поля и воздействующего гармонического сигнала с переключением коэффициента связи. Представлена разность фаз сигналов $x(t)$ (3.1) и $y(t)$ (3.2). В момент времени, отмеченный вертикальным пунктиром коэффициент связи скачком увеличивается, обеспечивая переход системы в режим фазовой синхронизации.

2.4. Синхронизация эталонного осциллятора в ходе численного моделирования

Предложенный метод диагностики интервалов фазовой синхронизации был апробирован в численном эксперименте при анализе реализаций неавтономного генератора Ван дер Поля [61]:

$$\ddot{x} - (\lambda - x^2)\dot{x} + \omega_1^2 x = ky \quad (2.1)$$

$$y = \sin(\omega_2 t), \quad (2.2)$$

где λ - параметр нелинейности, ω_1 и ω_2 - собственные частоты первого и второго генераторов, k - коэффициент связи. На временные реализации $x(t)$ и $y(t)$ действовали измерительные независимые гауссовские некоррелированные шумы ξ и ν , соответственно. Среднеквадратичное отклонение шумов составляло 5% от среднеквадратичного отклонения соответствующих реализаций без шума. Временные реализации переменных $x(t)$ и $y(t)$ систем (2.1) и (2.2) получены численно при $\omega_1 = 0.1$ Гц, $\omega_2 = 0.095$ Гц. В момент времени 140 секунд коэффициент связи k изменился с 0.05 до 0.3, что соответствует переходу из несинхронного режима в синхронный [61].

На рисунке 2.2 построена нормированная на 2π разность фаз $\Delta\varphi(t) = \varphi_x(t) - \varphi_y(t)$, где $\varphi_x(t)$ и $\varphi_y(t)$ - мгновенные фазы первого и второго генераторов, соответственно. Вертикальный пунктир соответствует моменту изменения коэффициента связи (рис. 2.2), после которого наступает синхронизация генераторов, и разность мгновенных фаз $\Delta\varphi(t)$ колеблется около постоянного значения. Момент переключения значения параметра связи априорно известен. Для временной реализации длительностью 600 секунд (типичная длительность экспериментальной записи), суммарный процент фазовой синхронизации составляет $S = 76.7\%$.

Для проверки предложенной методики, суммарный процент фазовой синхронизации для данного численного примера был рассчитан по

зашумленным реализациям неавтономного Ван дер Поля при параметре $l = 16$ с, $|a| = 0.01$, $b = 13$ секунд. При таких значениях параметров суммарный процент составил значение $S = 76.6\%$. Проведенное численное моделирование с исследованием синхронизации двух взаимодействующих генераторов Ван дер Поля, находящихся под воздействием динамических шумов, также продемонстрировало работоспособность предложенной методики.

Таким образом, предложенная методика продемонстрировала удовлетворительную точность и перспективность использования для расчета суммарного процента фазовой синхронизации сигналов систем биологической природы.

2.5. Результаты анализа нестационарных данных натуральных объектов

В работах [40, 44, 45, 46] было выявлено взаимодействие контурами регуляции частоты сердечных сокращений и среднего артериального давления, имеющих собственные частоты колебаний около 0.1 Гц. Результаты, полученные в известных экспериментальных работах, подтверждаемые выводами первой главы диссертационной работы, указывают на то, что исследуемые контуры могут рассматриваться как две взаимодействующие автоколебательные системы, имеющие близкие собственные частоты колебаний [44, 47]. В работах [59, 60] было показано, что 0.1-Гц составляющие в кардиоинтерваллограмме и фотоплетизмограмме демонстрируют чередование интервалов фазовой синхронизации и несинхронного поведения у отдельных испытуемых. Однако детальный анализ особенностей диагностики фазовой синхронизации по нестационарным данным ранее не проводился, требуя развития специализированных методов диагностики синхронизации, ориентированных на анализ данных, для которых характерно чередование участков синхронизации и несинхронного поведения.

2.5.1. Методика анализа синхронизации

В экспериментах одновременно в течение 10 минут регистрировались при спонтанном дыхании сигналы электрокардиограммы и фотоплетизмограммы. Использовалась методика предварительной обработки экспериментальных данных аналогичная описанной в разделе 1.4.2.2. Для выделения из экспериментальных данных сигналов, отражающих активность контуров регуляции, кардиоинтервалограмма и фотоплетизмограмма фильтровались полосовым фильтром в полосе 0.06-0.14 Гц, что соответствует известным методическим рекомендациям [62]. На рис. 2.3 представлен пример типичных спектров мощности сигналов здорового испытуемого, частотный диапазон, соответствующий активности анализируемых контуров регуляции, отмечен серым цветом.

Для исследования фазовой синхронизации рассматриваемых колебательных процессов с помощью преобразования Гильберта были выделены мгновенные фазы сигналов [28].

На рисунке 2.4 приведены нормированные на 2π мгновенная фаза φ_x медленных колебаний контура регуляции частоты сердечных сокращений и мгновенная фаза φ_y контура регуляции среднего артериального давления для одного из здоровых испытуемых. На рисунке 2.4(б) построена нормированная на 2π типичная разность мгновенных фаз $\Delta\varphi(t)$, называемая также относительной фазой. Серым цветом на рисунке 2.4(в) отмечены области, на которых относительная фаза $\Delta\varphi(t)$ колеблется около некоторого постоянного значения, соответствующие участкам фазовой синхронизации.

На рисунке 2.4(а) представлены типичные проекции фазовых портретов исследуемых контуров в координатах сигнал-сопряженный ему по Гильберту. Достаточно типична ситуация, когда в силу сложности динамики исследуемых регуляторных контуров на таких проекциях затруднительно четко выделить центр вращения для введения мгновенной фазы. Вместе с тем, существенное уменьшение полосы пропускания фильтра при выделении

из экспериментальных данных сигналов исследуемых регуляторных контуров для улучшения определения мгновенных фаз нежелательно, так как полоса пропускания фильтра определяется априорными физиологическими данными о полосе исследуемых систем. Проблема с плохой определенностью мгновенной фазы достаточно типична при исследовании систем биологической природы и не имеет универсального решения [1, 23, 63] . Разумной тактикой повышения достоверности результатов исследования в таких условиях является контроль статистической значимости результатов, обсуждаемый в следующем разделе.

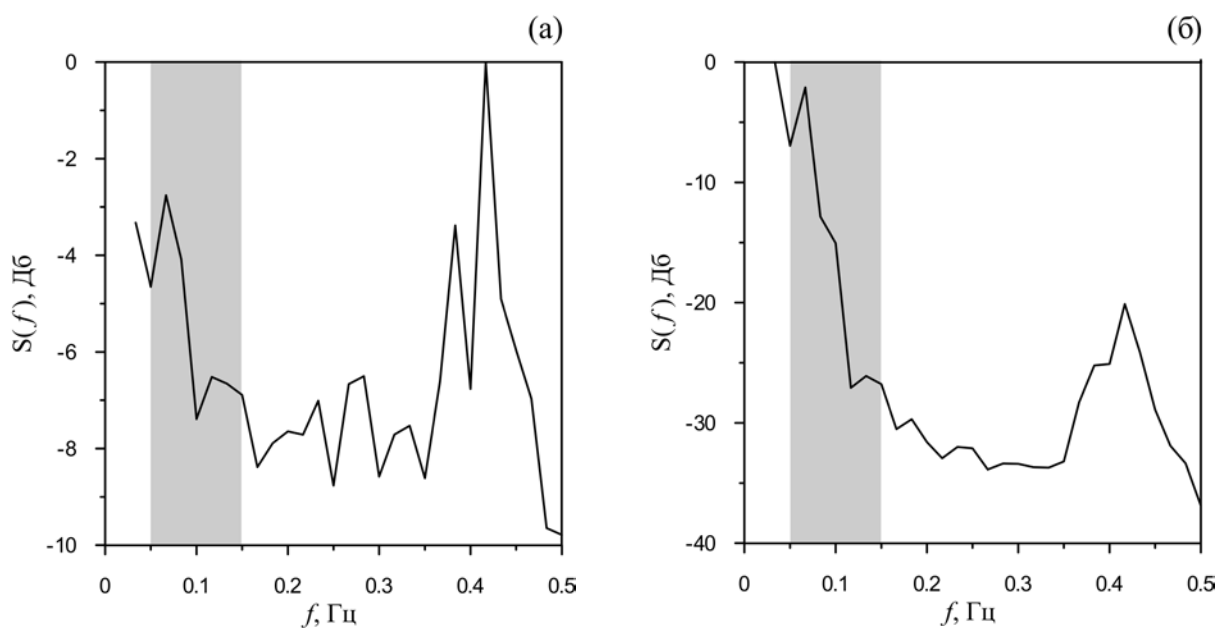


Рис. 2.3. Фурье-спектры мощности, построенные по сигналам кардиоинтервалограммы (а) и фотоплетизмограммы (б) здорового испытуемого. Графики нормированы на величину максимума в спектре. Серым цветом выделены области спектров, отражающие активность исследуемых контуров регуляции.

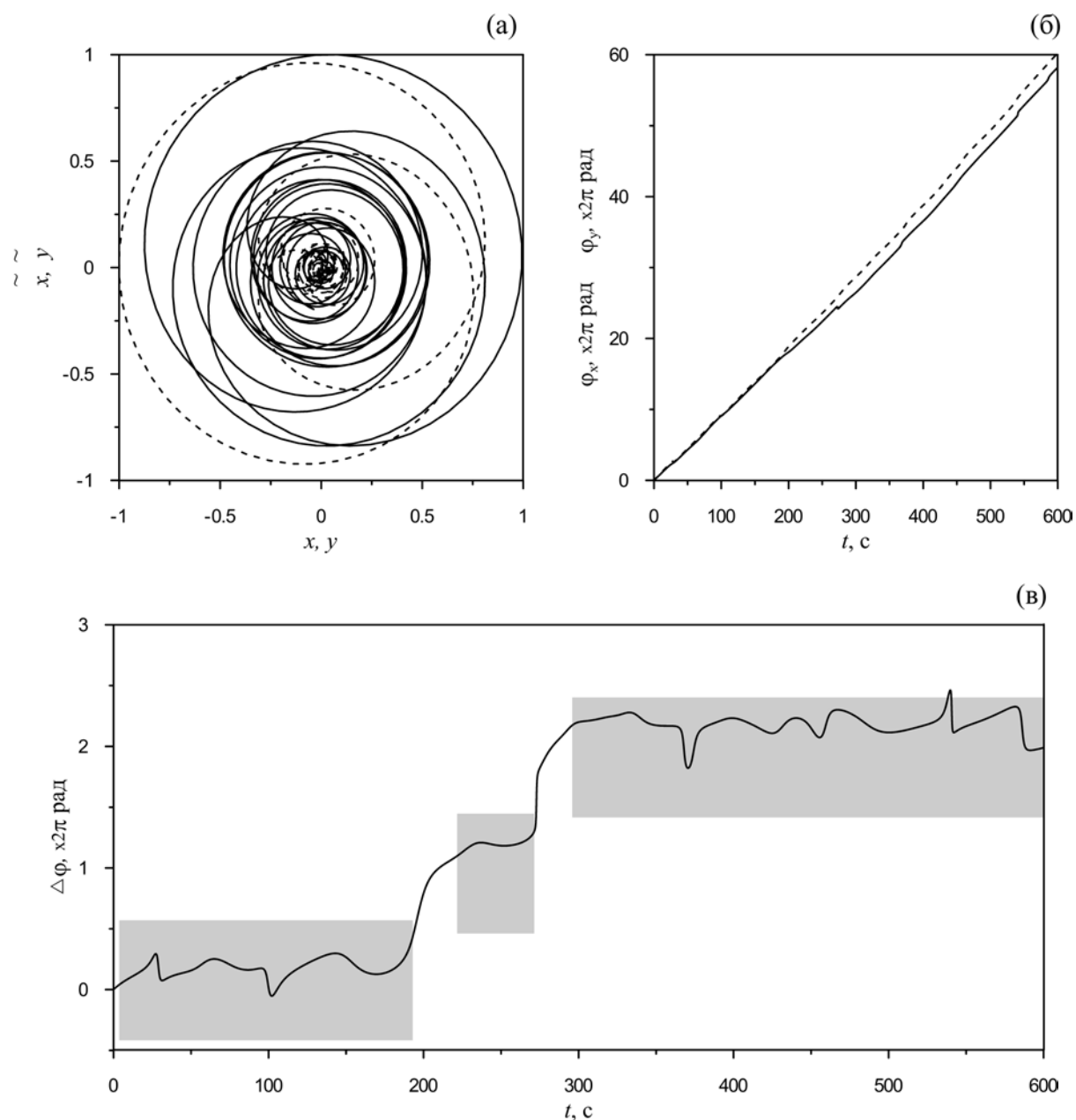


Рис. 2.4. а – Проекция фазовых портретов на плоскость сигнал-сопряженный ему по Гильберту для колебаний контуров регуляции частоты сердечных сокращений и среднего артериального давления; б - мгновенные фазы φ_x и φ_y колебаний этих контуров. Пунктир соответствует контуру регуляции частоты сердечных сокращений, сплошная линия - контуру регуляции артериального давления; в — типичный участок графика разности фаз $\Delta\varphi(t)$ в зависимости от времени. Значения φ_x , φ_y и $\Delta\varphi(t)$ нормированы на 2π , серые полосы отмечают диагностированные участки синхронизации.

2.5.2. Анализ статистической значимости результатов

При анализе экспериментальных данных, для которых характерна сложная широкополосная динамика, нестационарность, присутствие шумов, малая длина временных рядов или близость основных частот собственных колебаний исследуемых систем, можно получить ложный вывод о наличии фазовой синхронизации даже между несвязанными автоколебательными системами [1]. Поэтому при расчете суммарного процента фазовой синхронизации важно оценивать его статистическую значимость, то есть, вероятность случайного получения рассчитанного значения показателя S .

При исследовании экспериментальных временных рядов аналитическая оценка уровня статистической значимости той или иной количественной меры синхронизации существенно затруднена необходимостью принятия ряда предположений о статистических свойствах анализируемых данных, например, их стационарности, корреляционных свойствах шумов и т.д. При отсутствии приемлемых аналитических методов оценки, статистическую значимость оценки меры синхронизации определяют с помощью суррогатных данных - специальных данных, которые сохраняют часть свойств экспериментальных сигналов, но имеют априорно независимые фазы, что соответствует анализу заведомо несвязанных систем [64].

Для оценки статистической значимости полученных показателей синхронизации, в работе была использована методика генерации так называемых AAFT (Amplitude Adjusted Fourier Transform) - суррогатных данных, основанная на рандомизации фаз Фурье-гармоник сигналов. Такой способ приготовления суррогатных данных сохраняет периодограммы анализируемых сигналов, но заведомо разрушает связи между фазами сигналов и, как следствие, синхронизацию [65, 66].

Рассчитав суммарный процент S фазовой синхронизации для ансамбля суррогатных данных, можно оценить вероятность случайного получения конкретного значения S для заведомо несинхронных сигналов, периодограммы которых воспроизводят периодограммы экспериментальных

сигналов. Если значение S , рассчитанное по экспериментальным данным, превышает значения, рассчитанные по ансамблю суррогатных данных, то данный результат считается значимым на заданном уровне.

Для анализа статистической значимости результатов исследования синхронизации по нестационарным реализациям экспериментальных сигналов была применена следующая процедура. Сначала из каждого сигнала было сгенерировано по $M = 10000$ рядов суррогатных данных путем задания равномерного случайного распределения начальных фаз гармоник в разложении сигнала в ряд Фурье. Затем с помощью описанной в разделе 2.3 процедуры автоматического поиска участков синхронизации для каждой i -ой пары суррогатов рассчитывалась величина суммарного процента фазовой синхронизации S_i , $i = 1, \dots, M$. Для ансамбля суррогатных реализаций строилось распределение P_i величин S_i . Статистическая значимость p рассчитанного по экспериментальным данным суммарного процента фазовой синхронизации S оценивалась как отношение площади распределения $P(S_i)$, соответствующей $S_i \geq S$, к полной площади распределения.

В диссертационном исследовании использовался достаточно типичный при анализе экспериментальных данных уровень значимости $p \leq 0.05$ [16]. То есть результат диагностики степени синхронизованности считался статистически значимым, если рассчитанное по экспериментальным сигналам исследуемых контуров регуляции значение S превышало не менее 95% значений S_i , рассчитанных по ансамблю суррогатных данных, сгенерированных по данной паре экспериментальных реализаций.

На рисунке 2.5 показано распределение $P(S_i)$, построенное по суррогатным данным, приготовленным из сигналов исследуемых контуров регуляции одного из здоровых испытуемых. Использовались ансамбли из 10000 рядов суррогатных данных. Пунктирной линией на рисунке показано значение $S = 77.2\%$, рассчитанное по исходным экспериментальным сигналам.

Статистическая значимость p рассчитанного по экспериментальным данным суммарного процента фазовой синхронизации S оценивалась как отношение площади распределения $P(S_i)$, соответствующей $S_i \geq S$, (выделена на рисунке 2.5 черным цветом) к полной площади распределения. Для случая, изображенного на рисунке 2.5 $p = 0.03$. Это означает, что вероятность случайного получения рассчитанного по экспериментальным рядам значения $S = 77.2\%$ не превышает 0.03.

В диссертационном исследовании весь анализ экспериментальных данных сопровождался оценкой статистической значимости.

2.5.3. Выбор параметров метода

Предложенный метод имеет три свободных параметра. При анализе сигналов сложных систем реального мира выбор значений параметров не очевиден и требует проведения специального исследования. Выбор значения параметров методов анализа данных биологической природы, в частности, данных, используемых в диссертационном исследовании, затруднено ограниченной статистикой, нестационарностью экспериментальных данных, наличием в них измерительных и динамических шумов, отсутствием адекватных математических моделей исследуемых объектов, способных дать априорную информацию о положении интервалов захвата фаз. Поэтому выбор параметров осуществлялся таким образом, чтобы обеспечить наибольшее отличие значения индекса S , рассчитываемого по экспериментальным данным, от значений индексов, рассчитываемых по ансамблю заведомо несинхронных ААFT-суррогатных данных, воспроизводящих периодограммы исходных экспериментальных данных [65, 66].

Для этого была сформирована обучающая выборка из 10 записей здоровых испытуемых, не используемая в дальнейшем анализе. Для каждой пары записей контрольной группы проводилась диагностика участков

фазовой синхронизованности в широком диапазоне перебора параметров метода: l , b , a и для разной ширины полосы пропускания полосового фильтра с оценкой значений индексов S_i по 1000 пар искусственно приготовленных сигналов.

В ходе глобального перебора всевозможных комбинаций параметров метода при сопоставлении результатов для нескольких настроек полосового фильтра, обеспечивающего выделение сигналов исследуемых контуров, находился минимум целевой функции $m(l, b, a)$, где m - количество испытуемых, для которых выполняется $S \leq S_i$ с вероятностью не менее 0.95.

Параметр a перебирался в диапазоне $[0, 0.10]$ с шагом 0.001. Значение $a = 0$ соответствует горизонтальному участку разности фаз, $a = 0.10$, соответствует росту $\Delta\varphi(t)$ на π радиан за характерный период. Параметры b и l перебирались в диапазоне $[1; 40]$ секунд (от 0.1 до 4 характерных периодов) с шагом 0.1 секунды. Сопоставлялись три полосовых фильтра, обеспечивающих пропускание в полосах: $[0.05, 0.15]$, $[0.06, 0.14]$, $[0.07, 0.13]$.

На рисунке 3.6 в качестве примера приведены зависимости $|a| = 0.01$ от параметров $b = 13$, a для случая, когда 2 другие параметра фиксированы на значениях, соответствующих глобальному минимуму.

В результате проведенного исследования были выбраны следующие значения параметров: $l = 16$ с, $|a| = 0.01$, $b = 13$ секунд, которые использовались в дальнейшем для анализа всех экспериментальных записей. Оказалось, что оптимальной является полоса фильтрации $[0.06, 0.14]$. В третьей главе показано, что данная комбинация параметров обеспечивает чувствительность метода 0.93 и специфичность 0.36, что является хорошим показателем при анализе коротких записей, получаемых в ходе медицинских обследований. Кроме того, хорошую чувствительность разработанной методики с таким набором параметров продемонстрировал проведенный анализ синхронизованности эталонных автогенераторов по их временным реализациям. Результат такого анализа представлен в разделе 2.4.

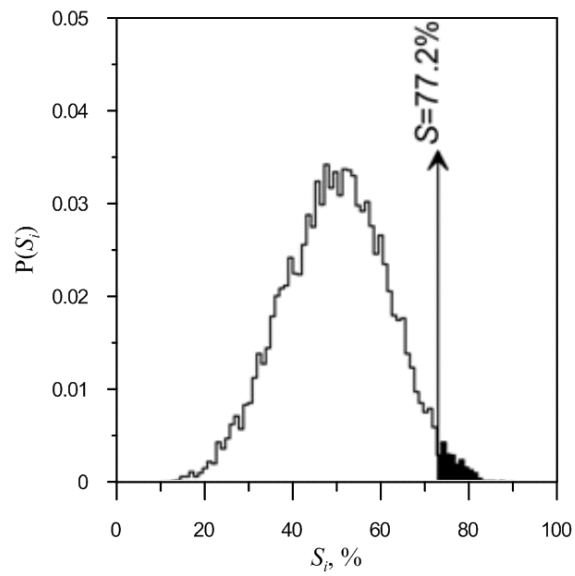


Рис. 2.5. Распределение суммарного процента фазовой синхронизации S_i , построенное по ансамблю суррогатных данных. Вертикальной линией показано значение S , рассчитанное для одного из испытуемых.

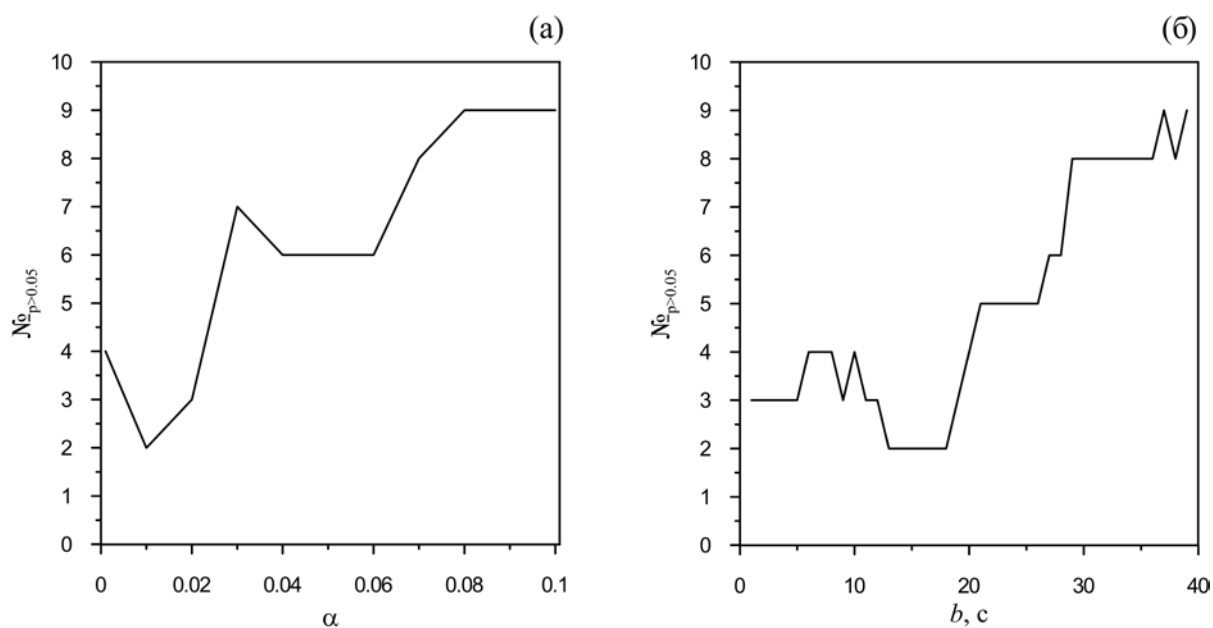


Рис. 2.6. Иллюстрация выбора параметров метода, основанного на аппроксимации ряда разности фаз в скользящем окне. (а) - график зависимости количества статистически незначимых результатов диагностики фазовой синхронизации от параметра угла наклона аппроксимирующей прямой α , при переборе других свободных параметров метода; (б) - график зависимости количества незначимых результатов диагностики фазовой синхронизации от параметра ширины скользящего окна b , при $\alpha = 0.01$.

2.5.4. Анализа экспериментальных данных

Разработанный метод был применен для исследования синхронизации 0.1-Гц контуров регуляции частоты сердечных сокращений и среднего артериального давления у 30 здоровых испытуемых (120 записей, возраст 18-34 года) и 30 пациентов (120 записей 41-80 лет), находящихся в стационаре после инфаркта миокарда (данные были предоставлены коллегами из Саратовского НИИ кардиологии). Продолжительность экспериментальных записей составляла 10 минут.

На рисунке 2.7 показаны функции распределения значений S , полученных для значимых на уровне 0.05 записей здоровых испытуемых и пациентов, перенесших инфаркт миокарда. Обнаружено, что у здоровых людей величина S имеет в среднем более высокие значения, чем у пациентов: значение S , усредненное по всем записям здоровых обследуемых, равнялось $46 \pm 12\%$, а усредненное по всем записям здоровых обследуемых, перенесших инфаркт миокарда - $22 \pm 10\%$ (приведены средние со стандартным отклонением). Важно отметить, что абсолютные значения S зависят от значений параметров методов автоматического поиска участков фазовой синхронизации колебаний. Однако в широком интервале изменения параметров метода величина S остается в среднем существенно выше у здоровых испытуемых, чем у пациентов с инфарктом миокарда.

На рисунке 2.8 представлены результаты расчета статистической значимости показателей S синхронизации ритмов для всех записей. Для здоровых людей величина суммарного процента фазовой синхронизации S и его статистическая значимость показаны кружками, а для пациентов - точками. Горизонтальной линией показан уровень значимости $p=0.05$. Результаты исследования свидетельствуют, что рассчитанные по экспериментальным рядам значения S являются статистически значимыми примерно для половины записей как здоровых испытуемых, так и пациентов. Как видно из рисунка, значимые значения S (ниже горизонтальной линии),

хорошо разделяются на две группы, соответствующие здоровым людям и пациентам.

На рисунке 2.9 для двух групп испытуемых показаны распределения суммарных процентов фазовой синхронизации S . На рис. 2.9(а) приведены функции распределения суммарного процента фазовой синхронизации для всех значений S . На рисунке 2.9(б) представлены значения S , статистически значимые на уровне 0.05. Хорошо видно, что эти распределения существенно различаются и перекрываются незначительно. Таким образом, можно говорить о разделении суммарных процентов фазовой синхронизации на два кластера, соответствующих группам здоровых людей и пациентов, перенесших инфаркт миокарда, что подчеркивает не только фундаментальное, но и прикладное значение методики, для решения практически важных задач.

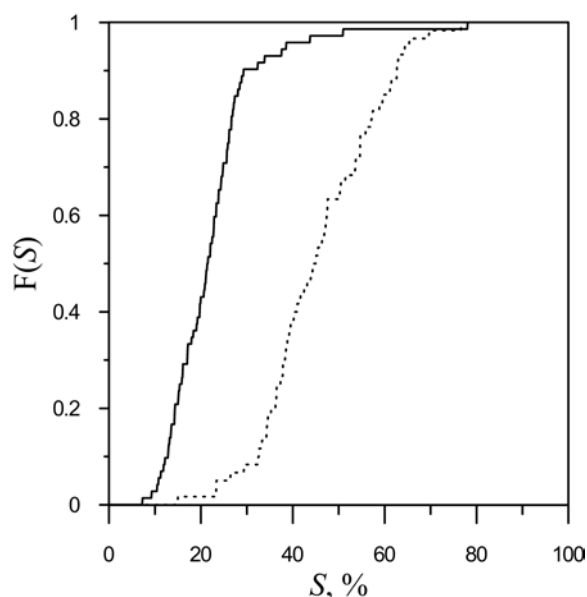


Рис. 2.7. Функции распределения суммарного процента фазовой синхронизации S между ритмами с частотой около 0.1 Гц, выделенными из кардиоинтервалограммы и фотоплетизмограммы здоровых испытуемых (сплошная линия) и пациентов на 3-й неделе после инфаркта миокарда (пунктирная линия) для значимых на уровне 0.05 значений S .

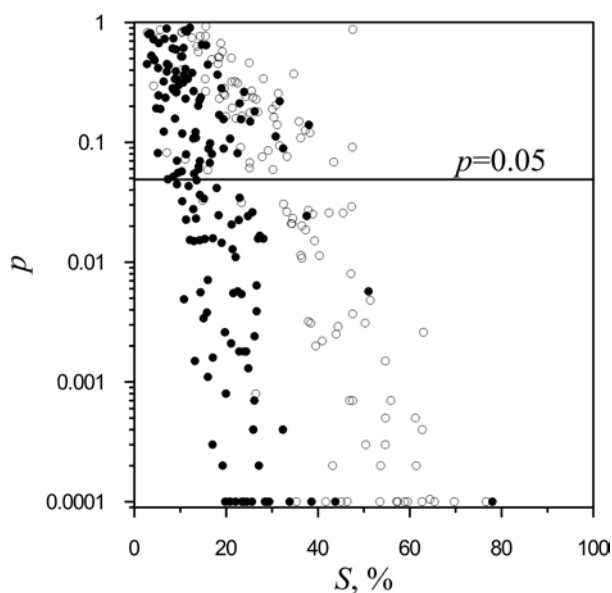


Рис. 2.8. Уровень статистической значимости суммарного процента фазовой синхронизации S для здоровых испытуемых (белые кружки) и пациентов на 3-й неделе после инфаркта миокарда (черные кружки). Горизонтальной линией отмечен 95-% уровень статистической значимости.

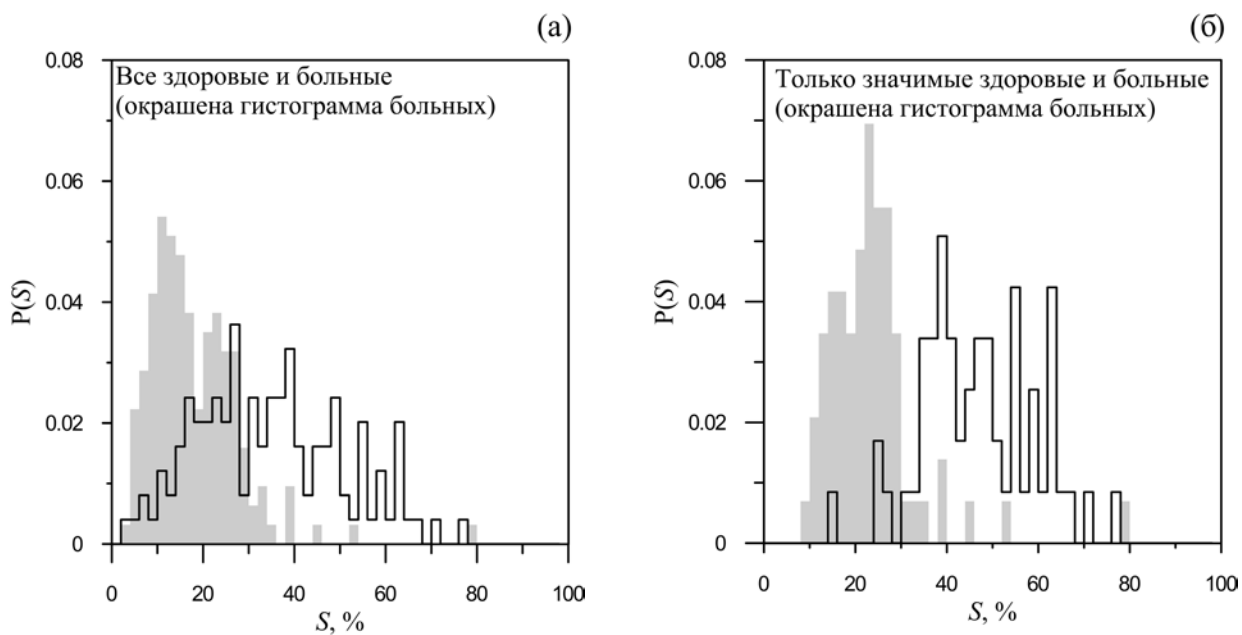


Рис. 2.9. (а) — Распределения значений суммарного процента фазовой синхронизации для всех значений S для здоровых испытуемых (белый цвет) и пациентов на 3-й неделе после инфаркта миокарда (серый цвет); (б) — распределения P значимых на уровне 0.05 значений S для здоровых испытуемых (белый цвет) и пациентов (серый цвет).

2.6. Результаты и выводы

1. Разработан метод расчета количественного индекса относительного времени фазовой синхронизованности автогенераторов - суммарного процента фазовой синхронизации S . Работоспособность метода продемонстрирована при анализе сигналов эталонных нелинейных радиофизических осцилляторов, а также экспериментальных данных биологической природы.

2. В ходе тестирования метода на эталонных нелинейных осцилляторах в численном эксперименте продемонстрирована работоспособность и хорошая чувствительность предложенного метода расчета S . По сравнению с другими известными методами расчета S предложенный подход более устойчив к шумам и более прост в настройках, так как имеет три свободных параметра, значения которых при анализе исследуемых контуров регуляции можно предварительно оценить из априорных соображений.

3. В ходе специально проведенных исследований при анализе обучающей выборки экспериментальных данных были выбраны предварительно оцененные из априорных соображений значения свободных параметров: $l = 16$ с, $|a| = 0.01$, $b = 13$.

4. Установлено, что у здоровых людей длительность участков синхронизации низкочастотных колебаний контуров симпатической регуляции частоты сердечных сокращений и регуляции артериального давления значительно выше, чем у пациентов, перенесших инфаркт миокарда. Показано, что значения суммарного процента фазовой синхронизации колебаний, рассчитанные по экспериментальным рядам и статистически значимые на уровне 0.05, формируют два хорошо различимые кластера. Показано, что значения суммарного процента фазовой синхронизации колебаний, рассчитанные по экспериментальным рядам и статистически значимые на уровне 0.05, в среднем значимо различаются по величине S : $46 \pm 12\%$ для здоровых испытуемых, $22 \pm 10\%$ - для пациентов (приведены средние со стандартным отклонением). Таким образом показано,

что предложенный метод расчета суммарного процента фазовой синхронизации может иметь значение для развития методов медицинской диагностики.

ГЛАВА 3. СОПОСТАВЛЕНИЕ МЕТОДОВ ДИАГНОСТИКИ СИНХРОНИЗАЦИИ ПРИ АНАЛИЗЕ НЕСТАЦИОНАРНЫХ ДАННЫХ

3.1. Введение

В настоящее время известно несколько методов, позволяющих осуществлять диагностику фазовой синхронизации систем по их временным реализациям [14, 15, 19, 20, 21, 32, 33, 34, 35]. В данной диссертационной работе развиваются методы диагностики фазовой синхронизации, ориентированные на анализ нестационарных временных реализаций взаимодействующих автогенераторов для которых характерно чередование режима синхронизации и несинхронной динамики. Третья глава посвящена сопоставлению предложенного в разделе 2.4 метода диагностики границ интервалов фазовой синхронизации при анализе нестационарных временных реализаций взаимодействующих автогенераторов с некоторыми известными методами диагностики, которые могут использоваться для анализа сигналов таких систем. Для этого в данной главе предлагается специализированная методика приготовления тестовых данных, воспроизводящих статистические свойства нестационарных реализаций исследуемых автогенераторов, обеспечивая при этом получение реализаций необходимой длительности с сохранением объективной априорной информации о границах интервалов синхронизации.

При анализе данных, полученных от автоколебательных систем реального мира, исследователь сталкивается с рядом специфических проблем. К ним относятся: искажения, вносимые в сигнал измерительным преобразователем, измерительный шум и артефакты, принципиальная невозможность точного воспроизведения начальных условий и параметров для получения статистического ансамбля реализаций. Для многих систем характерна нестационарность (изменчивость параметров во времени), которая проявляется в нерегулярном чередовании интервалов фазовой синхронизации и несинхронного поведения. Экспериментальные временные

реализации обычно представляют собой результат взаимодействия и смешивания нескольких сигналов различных взаимодействующих генераторов. Совокупность перечисленных факторов приводит к тому, что некоторые известные методы, хорошо зарекомендовавшие себя при анализе реализаций численных моделей или стационарных реализаций радиофизических генераторов, оказываются неприменимы или ограниченно применимы при анализе нестационарных экспериментальных данных. [1, 24, 63].

Во втором разделе данной главы в ходе анализа известных методов диагностики синхронизации оценивается их применимость к обработке нестационарных экспериментальных данных.

Важным этапом апробации методов анализа данных является определение их возможностей и границ применимости с учетом особенностей экспериментальных данных, включая искажения, вносимые в сигнал измерительным преобразователем, измерительный шум и артефакты, принципиальная невозможность точного воспроизведения начальных условий и параметров для получения статистического ансамбля реализаций. Кроме того, для многих объектов реального мира характерна нестационарность (изменчивость параметров во времени), которая проявляется в нерегулярном чередовании интервалов фазовой синхронизации и несинхронного поведения. Экспериментальные временные реализации обычно представляют собой результат взаимодействия и смешивания нескольких сигналов различных взаимодействующих генераторов. Совокупность перечисленных факторов привела к тому, что некоторые известные методы, хорошо зарекомендовавшие себя при анализе, например, сигналов численных моделей, оказываются неприменимы или ограниченно применимы при анализе данных реальных радиофизических генераторов.

Во втором разделе данной главы анализируется применимость известных методов диагностики фазовой синхронизации к анализу

радиофизических генераторов по их временным реализациям. Представлен обзор некоторых известных методов диагностики синхронизации.

В третьем разделе предложена специализированная методика формирования ансамбля тестовых данных, воспроизводящих статистические особенности разностей мгновенных фаз экспериментальных сигналов.

В четвертом разделе представлено сопоставление результатов применения представленного во 2 главе диссертации метода и двух других известных подходов диагностики фазовой синхронизации в ходе анализа ансамблей искусственных временных реализаций мгновенных разностей фаз. В ходе проведенных исследований проведено сопоставление чувствительности и специфичности рассматриваемых подходов.

Глава заканчивается выводами, представленными в разделе пять.

3.2. Сопоставляемые методы

В разделе 1.2.3. перечисляются наиболее широко используемые в настоящее время методы диагностики синхронизации. При работе с экспериментальными данными натуральных объектов известные методы отличаются различными преимуществами, недостатками и особенностями использования. Причем, в ряде случаев, например, при анализе зашумленных нестационарных данных, использование таких методов становится априорно невозможным.

Анализ известных методов диагностики фазовой синхронизации был проведен на примере анализа данных различных объектов.

Методы, основанные на теоретико-информационных подходах [19], обычно требуют наличия длинных стационарных временных реализаций и не могут использоваться для решения стоящих в диссертации задач в силу значительной нестационарности сигналов рассматриваемых генераторов биологической природы.

Ряд известных методов, например синхрограммы [33] и расчет отношения мгновенных частот [32], претендуют на качественный анализ

динамики и их формализация для расчета суммарного процента фазовой синхронизации затруднительна.

Из априорных соображений с учетом особенностей известных методов диагностики синхронизации для выявления интервалов фазовой синхронизации длительностью от нескольких до десятков характерных периодов по нестационарным данным могут использоваться несколько подходов. Ранее коллегами были предложены два специализированных метода, ориентированных на диагностику синхронизации контуров регуляции сердечно-сосудистой системы. В работе [59] был предложен метод, основанный на оценке расстройки мгновенных частот колебаний взаимодействующих осцилляторов с помощью дифференцирования разности мгновенных фаз методом конечных разностей. Однако метод оказался сильно подверженным влиянию высокочастотных шумов различной природы, которые неизбежно присутствуют в экспериментальных данных. В работе [60] было отмечено, что этот метод лишь ограниченно применим для анализа экспериментальных данных. Был предложен более совершенный подход, основанный на оценке в скользящем окне среднего и дисперсии разности мгновенных фаз, предназначенный для расчета суммарного процента фазовой синхронизации. Несмотря на продемонстрированную работоспособность при анализе экспериментальных данных, сами авторы отмечали необходимость существенного повышения чувствительности метода.

Другие исследователи демонстрировали преимущества похожего метода, названного ими «коэффициент диффузии разности мгновенных фаз», над методом, основанным на расчете энтропии Шеннона при анализе нестационарных данных [67]. Предложенный в этой работе подход был основан на расчете коэффициента σ_i (фактически, дисперсии мгновенной разности фаз):

$$\sigma_i = \sqrt{\langle [\Delta\varphi(t) - \langle \Delta\varphi(t) \rangle]^2 \rangle}, \quad (3.1)$$

где скобки $\langle \rangle$ означают усреднение по времени.

Коэффициент σ_i рассчитывается в скользящих окнах длительностью b , при этом интервал диагностировался, как область фазовой синхронизации, если на нем выполнялось $\sigma_i < \sigma_0$, а длительность такого интервала превышала l , с. Конкретные значения параметров метода: b , σ_0 и l нужно выбирать при работе с конкретными системами.

Один из известных индексов – коэффициент фазовой когерентности γ был предложен в работе [14] и широко используется для диагностики синхронизации в радиофизических системах, нелинейных эталонных осцилляторах и системах реального мира.

Метод заключается в оценке первой Фурье моды функции плотности вероятности свернутой разности мгновенных фаз в скользящих окнах. Данный подход подробно описан в разделе 1.2.3 в 1 главе диссертации, где он используется для анализа синхронизации в активном эксперименте. Если исследуемые системы синхронны, то в отсутствии шумов распределение их мгновенных фаз представляет собой δ -пик. В этом случае значение коэффициента γ достигнет максимального значения 1. Для несинхронных систем, распределение разности фаз равномерное и $\gamma=0$. При анализе зашумленных экспериментальных данных в коротких временных окнах значения γ_i будут принимать промежуточные значения.

Для диагностики синхронизации по нестационарным данным значения коэффициента γ_i рассчитываются в скользящих окнах длительностью b с, при этом интервал диагностируется, как область фазовой синхронизации, если на нем выполняется $\gamma_i > \gamma_0$, а длительность такого интервала превышает l , с. b , σ_0 и l являются свободными параметрами метода и их значения нужно выбирать при работе с конкретными системами.

В разделе 2.4 диссертационной работы предложен метод, сочетающий в себе хорошее временное разрешение подхода, основанного на оценке

расстройки мгновенных частот и устойчивость к шумам второго метода. Предложенный в разделе 2.4 диссертационной работы метод имеет три свободных параметра, что упрощает его настройку и использование и в силу лучшего временного разрешения позволяет точнее идентифицировать интервалы фазовой синхронизации. Таким образом, среди известных методов, специально ориентированных на расчет суммарного процента фазовой синхронизации, более высокой точностью отличается метод, описанный в разделе 2.4 диссертационной работы. В данной главе диссертации этот метод сопоставляется с двумя другими известными ранее подходами, которые могут быть использованы для поиска интервалов фазовой синхронизации и расчета суммарного процента фазовой синхронизации по временным реализациям исследуемых контуров вегетативной регуляции: методами, основанными на расчете индексов σ_i и γ_i .

3.3. Формирование ансамбля тестовых данных

При исследовании фазовой синхронизации натуральных систем по их временным реализациям всегда стоит проблема объективного подбора параметров и тестирования используемых методов. Сильная нестационарность (изменчивость во времени параметров), наличие динамических и измерительных шумов, искажение и паразитное смешивание сигналов в измерительных каналах могут приводить как к маскировке интервалов синхронного поведения, так и к ложной детекции участков синхронизации. В таких условиях при настройке методов анализа могут использоваться несколько подходов.

Перспективным подходом является использование математических моделей исследуемого объекта в виде динамических систем. Однако математическое моделирование сложных натуральных объектов является нетривиальной самостоятельной задачей и научные достижения в этой области ограничены.

При выборе параметров предложенного в разделе 2.4 метода для диагностики синхронизации был использован подход, в котором результаты анализа экспериментальных данных сопоставлялись с результатами анализа ансамбля суррогатных данных, воспроизводящих спектральные свойства исходных сигналов, но заведомо несинхронизованных между собой.

Предложенный метод предполагает моделирование мгновенных фаз исследуемых систем уравнениями фазовых осцилляторов, расстройка частот которых модулировалась во времени для воспроизведения статистических свойств разностей мгновенных фаз экспериментальных сигналов. Фактически была предложена специализированная статистическая модель, воспроизводящая статистические свойства разностей мгновенных фаз сигналов конкретных систем.

При создании такой стохастической модели была поставлена задача качественного воспроизведения длительностей синхронных участков, длительностей несинхронных участков, средней расстройки мгновенных частот на несинхронных участках, а также спектральных свойств фазовых шумов - осцилляций разностей мгновенных фаз, имеющих периоды меньшие, чем характерные периоды колебаний исследуемых контуров.

При построении статистической модели статистика указанных выше параметров оценивались на примере реализаций контуров регуляции сердечно-сосудистой системы по экспериментальным данным 30 здоровых испытуемых. Для каждого испытуемого проводилась одновременная регистрация сигналов фотоплетизмограммы и электрокардиограммы, из которой выделялся сигнал кардиоинтервалограммы, при спонтанном дыхании. Методика регистрации была аналогична используемой в п. 2.5.1.

Данные фильтровались в полосе 0.06-0.14 Гц. С помощью преобразования Гильберта выделялись мгновенные фазы колебаний исследуемых регуляторных систем и вычислялись разности мгновенных фаз.

Далее с помощью метода, описанного в разделе 2.4, определялись границы интервалов фазовой синхронизации и оценивались функции

плотности распределения вероятностей длительностей синхронных участков P_H^{ls} (рис. 3.1а) и несинхронных участков P_H^{lds} (рис. 3.1б). Для несинхронных участков оценивались распределения расстройек мгновенных частот колебаний $P_H^{\Delta f}$ (рис. 3.1в).

ФПРВ экспериментальных данных аппроксимировались с помощью сдвинутых β -распределений: $d \cdot \beta(a, b) + m$. Наборы параметров, полученные в ходе аппроксимации методом максимального правдоподобия, приведены в таблице 3.1.

Фазовый шум рассматривался как остатки модели скользящего среднего сигнала $\Delta\varphi(t)$. Для оценки его характеристик из экспериментальных разностей фаз вычитались тренды, аппроксимируемые моделью скользящего среднего с окном длительностью 20 с (порядка 2 характерных периодов колебаний исследуемых систем). Оказалось, что выделенный таким образом шум имеет распределение близкое к нормальному. Дисперсия фазового шума для испытуемых составила 0.04 ± 0.002 рад² (указана с ошибкой оценки среднего). Оцененные и усредненные по выборке спектральные плотности мощности приведены на рисунке 3.1(г).

При генерации тестовых данных с помощью предложенной статистической модели фазовый шум формировался путем фильтрации нормального белого шума фильтром, амплитудно-частотная характеристика которого воспроизводит средний профиль оценок функции плотности распределения вероятности фазового шума. Для воспроизведения требуемой интенсивности фазового шума полученный сигнал нормировался.

Для иллюстрации работы методики приготовления тестовых данных на рисунке 3.2 приведена экспериментальная разность фаз здорового испытуемого с несколькими реализациями тестовых данных. На рисунке видно хорошее качественное соответствие поведения экспериментального и синтетических разностей мгновенных фаз.

Таким образом, в данном разделе предложен метод приготовления тестовых данных, воспроизводящих статистические характеристики мгновенных разностей фаз экспериментальных временных реализаций радиофизических автогенераторов биологической природы, с характерными собственными частотами около 0.1 Гц. Для полученных разностей фаз имеется объективная априорная информация об участках «фазовой синхронизации». Следует отметить, что метод позволяет генерировать временные реализации произвольной длительности и формировать статистические ансамбли реализаций с заданными статистическими свойствами.

Таблица 3.1. Параметры β -распределений $d \cdot \beta(a,b) + m$, аппроксимирующие функции плотности распределения вероятности экспериментальных данных.

ФПРВ	a	b	d	m
P_H^{ls}	1.00	7.0	348	10.0
P_H^{lds}	1.00	9.5	336	0.0
$P_H^{\Delta f}$	1.85	1.16	0.025	-0.003

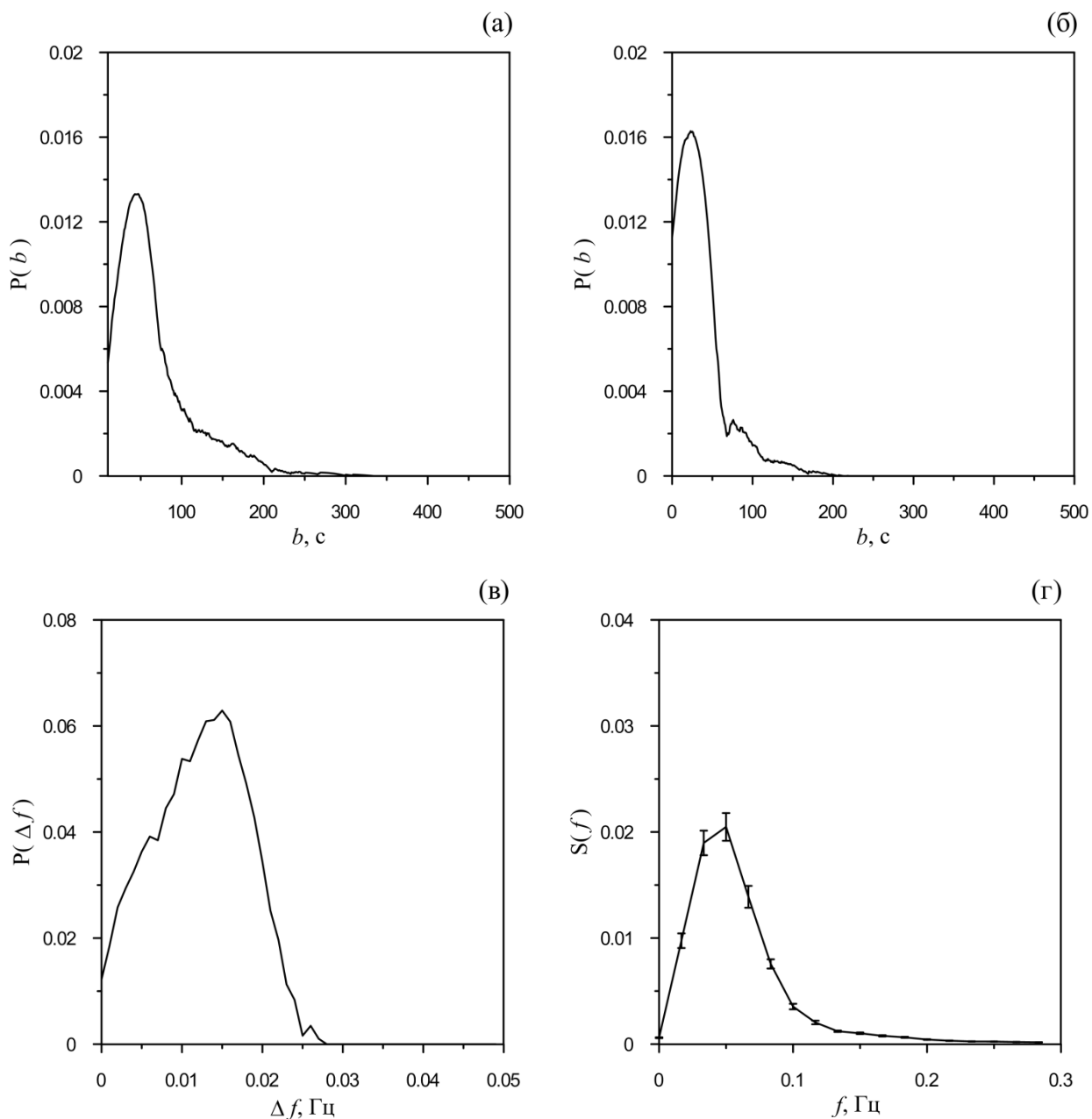


Рис. 3.1 Функции плотности распределения вероятностей длительностей: (а) – синхронных участков для значимых результатов ($p=0.05$), (б) - несинхронных участков, (в) - расстройек мгновенных частот колебаний исследуемых систем на несинхронных участках и (г) - усредненные по каждой из выборок Фурье-спектры мощности фазовых шумов экспериментальных выборок.

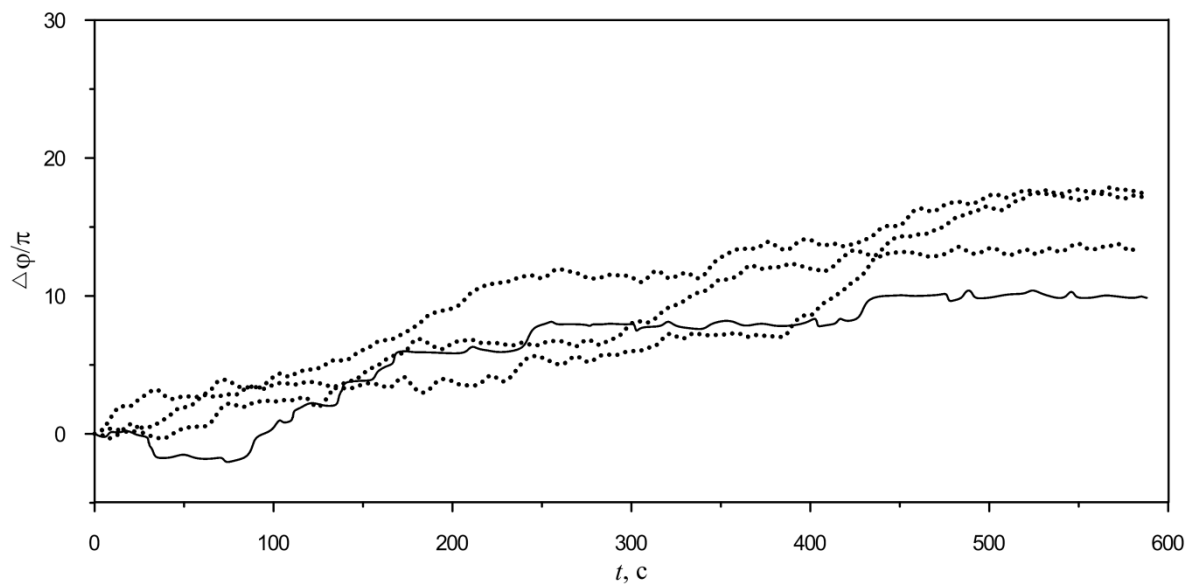


Рис. 3.2 Экспериментальная разность фаз (сплошная линия) и фрагменты модельных разностей фаз (пунктирные линии) здорового испытуемого.

3.4. Сопоставление методов

В ходе сопоставления методов диагностики синхронизации с помощью предложенной статистической модели генерировались временные реализации тестовых данных, свойства которых соответствовали экспериментальным реализациям натурального объекта. При сопоставлении был сгенерирован статистический ансамбль реализаций модели. Объем ансамбля соответствовал порядка 170 экспериментальным реализациям длительностью 10 минут каждая (около 10000 характерных периодов колебаний).

Выбор параметров методов анализа сложных экспериментальных сигналов является нетривиальной задачей, требующей учета особенностей реализаций изучаемых объектов. При этом, как правило, выбор параметров является компромиссом между требованиями к специфичности, то есть вероятности не выявить ложный интервал синхронизации (1-FPR - false positive results) и чувствительности, то есть вероятности выявления интервала синхронизации там, где он реально присутствует (TPR - true positive results) методики [16]. Поэтому в ходе сопоставления методов их параметры перебирались в широких диапазонах с оценкой TPR и FPR. В результате анализа с использованием априорной информации о положении участков фазовой синхронизации строились ROC-кривые (receiver operating characteristic), характеризующие соотношение между долей истинно положительных и ложно положительных выводов о наличии участков фазовой синхронизации (рис. 3.3).

Для построения представленных на рисунке 3.3 иллюстраций параметры методов перебирались в указанных ниже диапазонах. Для метода α : $\alpha_i \in [0; 0.10]$ с шагом 0.001. Значение $\alpha_i = 0$ соответствует горизонтальному участку разности фаз, $\alpha_i = 0.10$ соответствует росту $\Delta\varphi(t)$ на π радиан за характерный период. Для метода γ : $\gamma_i \in [0.6; 1]$ с шагом 0.004. Значение $\gamma_i = 1$ соответствует δ -пику в распределении разности фаз, $\gamma_i = 0.6$ часто выбирается в качестве эмпирической оценки нижнего порога значения

индекса, соответствующего фазовой синхронизации. Для метода σ $\sigma_i \in [0; 0.35]$ с шагом 0.0035. Значение $\sigma_i = 0$ соответствует горизонтальному участку разности фаз, $\sigma_i = 0.35$ соответствует стандартному отклонению гармонического сигнала с частотой 0.1 Гц и размахом π радиан.

Проведенные исследования включали изучение работы сопоставляемых методов в присутствии фазового шума различной интенсивности. Шум, сформированный в соответствии с описанной методикой, аддитивно добавлялся к временным рядам мгновенных разностей фаз. На панелях рисунка 3.3б представлены результаты сопоставления методов при шуме, стандартное отклонение которого было равно среднему стандартному отклонению фазовых шумов, оцененных по экспериментальным реализациям испытуемых. На панели рисунка 3.3а приведены результаты анализа для вдвое меньших уровней шумов, на панелях рисунка 3.3в - вдвое больших.

Для всех алгоритмов параметры ширины скользящего окна b перебирались в диапазоне [1;40] секунд с шагом 1 секунда. Минимальная протяженность области синхронизации $l = 10$ секунд. Сдвиг скользящего окна составлял 1 дискретную выборку (0.2 секунды).

В ходе проведенных исследований было выявлено, что предложенный в разделе 3.3 метод α демонстрирует более высокую чувствительность, чем другие сопоставляемые методы - сплошная кривая на всех панелях рисунка 4.3 остается выше других. С ростом фазовых шумов чувствительность всех методов снижается. При этом методы, основанные на расчете коэффициентов γ_i и σ_i , демонстрируют близкие результаты при небольших шумах, но с ростом уровня шума чувствительность метода γ_i падает быстрее двух других методов.

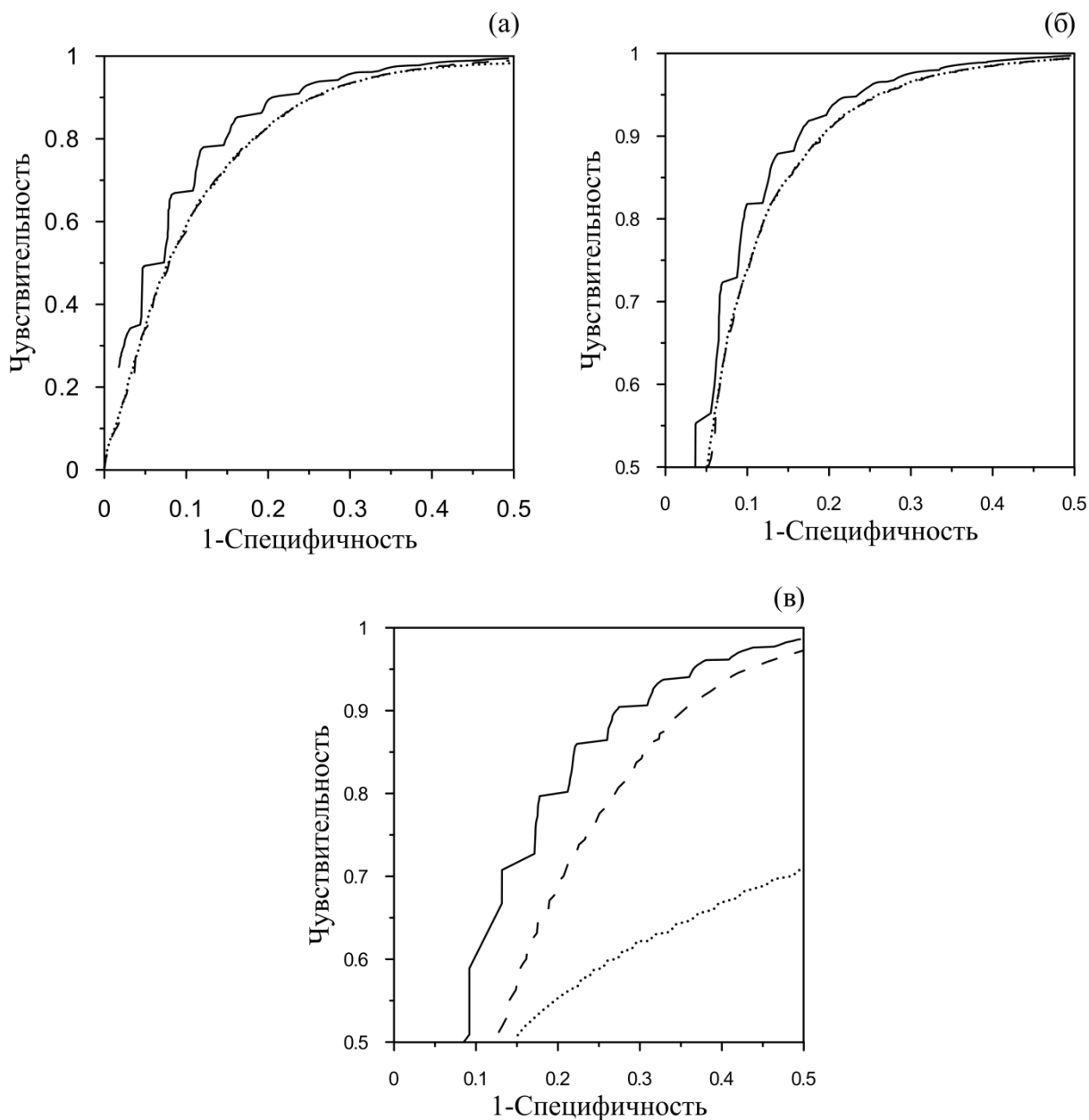


Рис. 3.3 ROC-кривые, соответствующие параметрам методов, позволяющим получить максимальную чувствительность при минимальной специфичности для 3 значений интенсивности фазового шума: 50% (а), 100% (б) и 150% (в) относительно средней интенсивности шума в экспериментальных данных для модельной разности фаз испытуемых. Точечной линией отмечена ROC-кривая для метода, основанного на расчете коэффициента γ_i , пунктирной линией для метода, основанного на расчете коэффициента σ_i , и сплошной линией для метода, основанного на расчете коэффициента α_i .

Например, при соотношениях $TPR/(1-FPR)$ 0.8/0.9 и шуме 50%, а также соотношениях 0.9/0.7 и 0.7/0.8 и шуме 150% оказывается работоспособным только метод, основанный на расчете коэффициента α_i . При соотношении 0.8/0.7 и шуме 150% работают только методы, основанные на расчете коэффициентов α_i и γ_i .

3.5. Результаты и выводы

1. Разработан специализированный метод приготовления тестовых данных, воспроизводящих статистические свойства экспериментальных разностей фаз натуральных систем. Воспроизводятся распределения длительностей синхронных и несинхронных участков, распределения расстроек характерных частот собственных колебаний на несинхронных участках и спектральные свойства фазовых шумов. При этом могут быть сгенерированы тестовые ансамбли нужного объема реализаций мгновенных разностей фаз заданной длины, при этом известна объективная априорная информация о положении интервалов фазовой синхронизации.

2. Проведен обзор известных методов диагностики фазовой синхронизации. В ходе обзора на основании имеющихся результатов исследований и качественных априорных соображений отобраны методы, которые могут использоваться для расчета интегрального количественного индекса, характеризующего степень фазовой синхронизованности систем по их нестационарным сигналам - суммарного процента фазовой синхронизации. В результате проведенного обзора и анализа целесообразными для оценки суммарного процента фазовой синхронизации был признан метод, предложенный во 2 главе диссертации, а также два известных ранее подхода, основанных на оценке коэффициента фазовой когерентности и коэффициента диффузии фазы.

3. В ходе ROC-анализа, позволяющего оценить чувствительность и специфичность метода диагностики синхронизации при данном наборе

параметров, проведено сопоставление трех методов диагностики фазовой синхронизации: метода, предложенного в разделе 2.4, основанного на кусочно-линейной аппроксимации мгновенной разности фаз в скользящем окне и оценке углового коэффициента наклона аппроксимирующей прямой, метода, основанного на оценке коэффициента фазовой когерентности, и метода, основанного на оценке коэффициента диффузии фазы. Сопоставление проводилось при переборе свободных параметров рассматриваемых методов диагностики фазовой синхронизации в широком диапазоне значений, при анализе ансамблей тестовых временных реализаций, приготовленных с помощью метода, предложенного в разделе 3.3 диссертации.

4. В результате проведенных исследований показано, что метод, предложенный в диссертации, демонстрирует лучшее соотношение чувствительности и специфичности. Для различных уровней чувствительности метода были получены значения свободных параметров, соответствующие его наилучшей специфичности.

6. При сопоставлении работоспособности методов при наличии в реализации мгновенной разности фаз шумов различной интенсивности показано, что при малых уровнях шумов методы, основанные на расчете коэффициента фазовой когерентности и коэффициента диффузии фазы, демонстрируют близкие результаты, а с ростом уровня шума чувствительность методики, основанной на расчете коэффициента фазовой когерентности, снижается быстрее двух других методов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе получены следующие основные результаты:

1. Проведенное сопоставление известных методов определения границ интервалов синхронизации при анализе временных реализаций неавтономного нелинейного осциллятора, находящегося под воздействием линейно-частотно-модулированным гармоническим сигналом, а также временных реализаций автономного осциллятора, к которым линейно подмешивался такой линейно-частотно-модулированный сигнал, показало, что методы, основанные на анализе в скользящем окне коэффициента фазовой когерентности, расчете синхрограмм, построении вейвлет-спектров и анализе разности мгновенных фаз, полученной с помощью специализированной методики, основанной на вейвлет-преобразовании, позволяют различить синхронизацию и паразитный эффект просачивания, характерный для многих натуральных систем и представляющий собой линейное смешивание сигналов в измерительном канале.
2. Апробация ряда известных методов определения границ интервалов синхронизации неавтономных генераторов при анализе экспериментальных временных реализаций хаотического генератора с обратной запаздывающей связью с квадратичной нелинейностью, находящегося под воздействием линейно-частотно-модулированного гармонического сигнала при различных амплитудах внешнего воздействия продемонстрировала, что методы, основанные на анализе в скользящем окне коэффициента фазовой когерентности, расчете синхрограмм, построении вейвлет-спектров и анализе разности мгновенных фаз, полученной с помощью специализированной методики, основанной на вейвлет-преобразовании, дают близкие результаты при определении границ интервалов синхронизации.
3. Предложен метод определения границ интервалов фазовой синхронизации, позволяющий выявлять границы интервалов фазовой синхронизации при анализе нестационарных временных реализаций

взаимодействующих автогенераторов, для которых характерно чередование интервалов синхронизации и несинхронного поведения.

4. Работоспособность предложенного метода определения границ интервалов фазовой синхронизации, основанного на кусочно-линейной аппроксимации разности мгновенных фаз методом наименьших квадратов и контроле угла наклона аппроксимирующей прямой, продемонстрирована при анализе временных реализаций эталонных нелинейных осцилляторов и экспериментальных данных биологической природы.

5. Предложен метод формирования искусственных нестационарных временных реализаций мгновенных фаз позволяющая воспроизводить характерную для некоторых систем динамику с чередованием интервалов фазовой синхронизации и несинхронного поведения.

6. В ходе анализа искусственно приготовленных нестационарных временных реализаций разности мгновенных фаз проведено сопоставление методов определения границ интервалов синхронизации, выявившее более высокую чувствительность предложенного метода, основанного на кусочно-линейной аппроксимации разности мгновенных фаз с контролем угла наклона аппроксимирующей прямой, по сравнению с известными методами, основанными на оценке коэффициента фазовой когерентности и коэффициента диффузии фазы.

СПИСОК ОСНОВНЫХ РАБОТ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Боровкова Е.И., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Безручко Б.П. Диагностика частотного захвата в условиях воздействия сигналом переменной частоты // **Известия РАН. Серия Физическая**. 2011. Т. 75. N. 12. С. 1704-1708.
2. Боровкова Е.И., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. Сопоставление методов диагностики фазовой синхронизованности по тестовым данным, моделирующим нестационарные сигналы биологической природы // **Известия Саратовского университета Новая серия Серия Физика**. 2015. Т. 15. N. 3. С. 36-42.
3. Боровкова Е.И. Сопоставление методов диагностики синхронизованности нестационарных данных биологической природы // Тезисы докладов молодых ученых XVII научной школы «Нелинейные волны–2016». 2016. С. 37.
4. Боровкова Е.И., Караваев А.С. Численная мера для оценки степени фазовой синхронизованности // Сборник трудов Всероссийской школы–семинара «Волновые явления в неоднородных средах–2010». 2010. С. 2-6.
5. Боровкова Е.И., Караваев А.С., Пономаренко В.И. Исследование фазовой синхронизации 0.1 Гц ритмов регуляции сердечно–сосудистой системы при воздействии световых и звуковых импульсов записям // Тезисы X Всероссийская научная конференция «Наноэлектроника, Нанофотоника и Нелинейная Физика». 2015. С. 24-25.
6. Боровкова Е.И., Караваев А.С. Диагностика частотного захвата в условиях воздействия сигналом переменной частоты // Материалы XIII Всероссийской школы–семинара «Физика и применение микроволн–2011». 2011. С. 3-6.
7. Боровкова Е.И. Исследование синхронизации 0.1 Гц подсистем регуляции сосудистого тонуса и частоты сердечных сокращений для диагностики состояния сердечно–сосудистой системы человека // Сборник трудов участников «Всероссийского молодежного конкурса научно–исследовательских работ студентов и аспирантов в области физических

наук». 2012. С. 318-322.

8. Боровкова Е.И., Ишбулатов Ю.М., Сказкина В.В., Караваев А.С. Количественная мера диагностики фазовой синхронизованности 0.1 Гц ритмов регуляции сердечно–сосудистой системы по многочасовым записям // Тезисы X Всероссийская научная конференция «Нанoeлектроника, Нанofотоника и Нелинейная Физика». 2015. Р. 22-23.

9. Боровкова Е.И., Караваев А.С. Сопоставление методов количественной оценки фазовой синхронизованности на моделях фазовых осцилляторов // Тезисы X Всероссийская научная конференция «Нанoeлектроника, Нанofотоника и Нелинейная Физика». 2015. С. 20-21.

10. Рубан (Боровкова) Е.И., Егоров Д.В., Киселев А.Р., Гриднев В.И. Зависимость статистической значимости оценки степени синхронизованности в кардиосистеме от спектральных свойств сигналов // Материалы ежегодной Всероссийской научной школы–семинара «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине–2007». 2007. С. 55-56.

11. Рубан (Боровкова) Е.И., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Караваев А.С. Выбор параметров методики расчета суммарного процента фазовой синхронизации между ритмами сердечно–сосудистой системы // Тезисы докладов VIII научной конференции «Нелинейные колебания механических систем-2008». 2008. Р. 293-295.

12. Karavaev A.S., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Kiselev A.R., Gridnev V.I., Ruban (Borovkova) E.I., Bezruchko B.P. Synchronization of low–frequency oscillations in the human cardiovascular system // **CHAOS**. 2009. V. 19. P. 33112.

13. В.В. Сказкина, А.Р. Киселев, Е.И. Боровкова, В.И. Пономаренко, М.Д. Прохоров, А.С. Караваев Оценка синхронизованности контуров вегетативной регуляции кровообращения по длительным временным рядам // **Нелинейная динамика**. 2018. Т. 14. N. 1. С. 17-30.

14. Безручко Б.П., Гриднев В.И., Караваев А.С., Киселев А.Р., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Рубан (Боровкова) Е.И. Методика исследования синхронизации колебательных процессов с частотой 0.1 Гц в сердечно–сосудистой системе человека // **Известия высших учебных**

- заведений. **Прикладная нелинейная динамика**. 2009. Т. 17. N. 6. С. 44-56.
15. Караваев А.С., Ишбулатов Ю.М., Боровкова Е.И., Кульминский Д.Д., Хорев В.С., Киселев А.Р., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. Реконструкции модельных уравнений систем с запаздыванием по коротким экспериментальным реализациям // **Известия Саратовского Университета. Новая серия. Серия Физика**. 2016. Т. 16. N. 1. С. 17-24.
16. Караваев А.С., Киселев А.Р., Гриднев В.И., Боровкова Е.И., Прохоров М.Д., Посненкова О.М., Пономаренко В.И., Безручко Б.П., Шварц В.А. Фазовый и частотный захват 0.1 Гц–колебаний в ритме сердца и барорефлекторной регуляции артериального давления дыханием с линейно меняющейся частотой у здоровых лиц // **Физиология человека**. 2013. Т. 39. N. 4. С. 93-104.
17. Kiselev A.R., Mironov S.A., Karavaev A.S., Kulminsky D.D., Skazkina V.V., Borovkova E.I., Shvartz V.A., Ponomarenko V.I., Prokhorov M.D. A comprehensive assessment of cardiovascular autonomic control using photoplethysmograms recorded from the earlobe and fingers. // **Physiological Measurement**. 2016. V. 37. N. 4. P. 580-595.
18. Kiselev A.R., Karavaev A.S., Gridnev V.I., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Borovkova E.I., Shvartz V.A., Ishbulatov Y.M., Posnenkova O.M., Bezruchko B.P. Method of estimation of synchronization strength between low–frequency oscillations in heart rate variability and photoplethysmographic waveform variability // **Russian Open Medical Journal**. 2016. V. 5. N. 1. P. 101.
19. Боровкова Е.И., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Киселев А.Р., Гриднев В.И., Безручко Б.П. Программа для диагностики фазовой синхронизованности систем по нестационарным данным в реальном времени, (Synchro–RT). № 2015662373.
20. Боровкова Е.И., Шварц В.А., Караваев А.С., Киселев А.Р., Бокерия О.Л. Программа для выделения неэквидистантного временного ряда кардиоинтерваллов из реализации фотоплетизмограммы (PPG–RR–extractor Integro). № 2015662811.
21. Боровкова Е.И., Шварц В.А., Караваев А.С., Киселев А.Р., Бокерия О.Л.

Программа для выделения неэквилистантного временного ряда RR интервалов из реализации фотоплетизмограммы по максимальным значениям пульсовых волн, реализуемый в реальном времени (PPG-RR-extractor). № 2015662449.

22. Шварц В.А., Боровкова Е.И., Киселев А.Р., Ишбулатов Ю.М., Миронов С.А., Караваев А.С., Бокерия О.Л. Программа для выделения неэквилистантной кардиоинтерваллограммы из фотоплетизмограммы по быстро нарастающему переднему фронту пульсовой волны, реализуемый в реальном времени (PPG-RR-extractor LE). № 2015662448.

23. Киселев А.Р., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Боровкова Е.И., Миронов С.А., Шварц В.А., Ишбулатов Ю.М., Прохоров М.Д., Бокерия О.Л. Программа для предварительного выделения низкочастотных составляющих физиологических ритмов для адаптивного сжатия данных (Smart Biocompressor). № 2015662545.

24. Караваев А.С., Киселев А.Р., Кульминский Д.Д., Боровкова Е.И., Прохоров М.Д., Пономаренко В.И., Гриднев В.И., Безручко Б.П., Шварц В.А. Микрокод автономного носимого устройства для длительной регистрации пальцевой фотоплетизмограммы (Микрокод-М 6.0). № 2015662789.

25. Безручко Б.П., Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Рубан (Боровкова) Е.И. Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ Программа для исследования спектральных свойств сигнала с помощью различных методов оценки спектра мощности (SpectraEstimator). № 2010611341.

26. Безручко Б.П., Гриднев В.И., Караваев А.С., Киселев А.Р., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Рубан (Боровкова) Е.И. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ Программа для выделения последовательности RR-интервалов электрокардиограммы и построения эквилистантной кардиоинтерваллограммы (Extracor). № 2010611339.

27. Безручко Б.П., Гриднев В.И., Егоров Д.В., Караваев А.С., Киселев А.Р., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д., Рубан (Боровкова) Е.И. Свидетельство об

официальной регистрации программы для ЭВМ Программа для исследования синхронизованности между ритмами сердечно–сосудистой системы человека с контролем статистической значимости результатов (Синхрокард). № 2008613908.

БЛАГОДАРНОСТИ

Выражаю искреннюю признательность и благодарность своему научному руководителю Караваеву Анатолию Сергеевичу за неоценимую помощь в выполнении диссертационной работы и ее оформлении. Благодарю Пономаренко Владимира Ивановича и Безручко Бориса Петровича за полезные советы и участие, также сотрудников кафедры и лаборатории СФ-6 Саратовского филиала института радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН за полезные обсуждения работы на научных семинарах. Также благодарю за финансовую поддержку Российский фонд фундаментальных исследований, Фонд содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере, Министерство образования и науки РФ, Российский научный фонд.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

-
- [1] А.С. Пиковский, М.Г. Розенблюм, Ю. Куртс Синхронизация. Фундаментальное нелинейное явление. Москва: Техносфера, 2003. 496 с.
- [2] J.P. Ramirez, L.A. Olvera, H. Nijmeijer, J. Alvarez The sympathy of two pendulum clocks: beyond Huygens' observations // Nature Scientific Reports. 2016. V. 6. P. 23580.
- [3] J.A. Rial, J. Oh, E. Reischmann Synchronization of the climate system to eccentricity forcing and the 100,000-year problem // Nature Geoscience. 2013. V. 6. P. 289-293.
- [4] H. Yang, B. Han, J. Shin, D. Hou, H. Chung, I.H. Baek, Y.U. Jeong, J. Kim 10-fs-level synchronization of photocathode laser with RF-oscillator for ultrafast electron and X-ray sources // Scientific Reports. 2017. V. 7. P. 39966.
- [5] А.Б. Каток, Б. Хасселблат Введение в современную теорию динамических систем. Москва: Факториал, 1999. 768 с.
- [6] А.А. Андронов, А.А. Витт, С.Э. Хайкин Теория колебаний. Москва: Наука, 1981. 568 с.
- [7] Ю.И. Неймарк, П.С. Ланда Стохастические и хаотические колебания. Москва: Либроком, 2009. 424 с.
- [8] П.С. Ланда Нелинейные колебания и волны. Москва: Либроком, 2010. 551 с.
- [9] В.В. Матросов, В.Д. Шалфеев Нелинейная динамика систем фазовой синхронизации. Н.Новгород: Изд. ННГУ, 2013. 366 с.
- [10] М.И. Рабинович, Д.И. Трубецков Введение в теорию колебаний и волн. Саратов: НИЦ "Регулярная и хаотическая динамика", 2000. 560 с.
- [11] В.С. Афраймович, В.И. Некоркин, Г.В. Осипов, В.Д. Шалфеев Устойчивость, структуры и хаос в нелинейных сетях синхронизации. Горький: ИНФ АН, 1989. 245 с.

-
- [12] V.V. Astakhov, V.S. Anishchenko, A.V. Shabunin, T. Kapitaniak Synchronization of chaotic oscillators by periodic parametric perturbations // *Physica D: Nonlinear Phenomena*. 1997. T. 109. N. 12. C. 11-16.
- [13] V.S. Anishenko, T.E. Vadivasova, D.E. Postnov, M.A. Safonova Synchronization of chaos // *International Journal of Bifurcation and Chaos*. 1992. V. 2. P. 633.
- [14] F. Mormann, K. Lehnertz, P. David, C.E. Elger Mean phase coherence as a measure for phase synchronization and its application to the EEG of epilepsy patients // *Journal of Physics D*. 2000. V. 144. P. 358.
- [15] P. Tass, M.G. Rosenblum, J. Weule, J. Kurths, A.S. Pikovskii, J. Volkmann, A. Schnitzler, H.J. Freund. Detection of n:m phase locking from noisy data: application to magnetoencephalography // *Physical Review Letters*. 1998. V. 81. N. 15. P. 3291-3294.
- [16] С.А. Айвазян Статистическое исследование зависимостей. Москва: Металлургия, 1968. 227с.
- [17] J.R. Rosenberg, A.M. Amjad, P. Breeze, D.R. Brillinger, D.M. Halliday The Fourier approach to the identification of functional coupling between neuronal spike trains. // *Progress in Biophysics and Molecular Biology*. 1989. V. 53. P. 1-31.
- [18] Э.С. Айфичер, Б.У. Джервис Цифровая обработка сигналов. Практический подход (2-е изд.). Москва: Вильямс, 2004. 992 с.
- [19] K. Pawelzik, H.G. Schuster. Generalized dimensions and entropies from a measured time series. // *Physical Review A*. 1987. V. 35. P. 481-484.
- [20] R. Quian Quiroga, J. Arnhold, P. Grassberger Learning driver-response relationships from synchronization patterns. // *Physical Review E*. 2000. V. 61. N. 5. P. 5142-5148.
- [21] N. Rulkov, M. Sushchik, L. Tsimring Generalized synchronization of chaos in directionally coupled chaotic systems. // *Physical Review E*. 1995. V. 51. N. 2. P. 980-994.

-
- [22] C. Schäfer, M.G. Rosenblum, J. Jürgen Kurths, A. Hans-Henning Heartbeat synchronized with ventilation // *Nature*. 1998. V. 392. N. 6673. P. 239.
- [23] B.P. Bezruchko, D.A. Smirnov *Extracting Knowledge From Time Series: (An Introduction to Nonlinear Empirical Modeling)*. Springer, 2010. 410 p.
- [24] R. Vandenhouten, M. Lambertz, P. Langhorst, R. Grebe Nonstationary time-series analysis applied to investigation of brainstem system dynamics. // *IEEE Xplore: IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2000. V. 47. N. 6. P. 729–737.
- [25] E. Mosekilde, D. Postnov, Y. Maistrenko *Chaotic synchronization. Applications to Living Systems* World Scientific Series on Nonlinear Science. World Scientific Pub Co Inc, 2002. 440 p.
- [26] H. Kantz, J. Kurths, G. Mayer–Kress *Nonlinear Analysis of Physiological Data*. Springer Science and Business Media, 2012. 344 p.
- [27] A.S. Pikovsky, M.G. Rosenblum, G.V. Osipov, J. Kurths *Phase synchronization of chaotic oscillators by external driving* // *Journal of Physics D*. 1997. V. 104. P. 219–238.
- [28] D. Gabor *Theory of communication. Part 1: The analysis of information* // *IEEE Xplore: Electrical Engineers*. 1946. V. 93. N. 26. P. 429–441.
- [29] J.C. Van den Berg *Wavelets in Physics*. Cambridge: Cambridge University Press, 1998. 22 p.
- [30] Э.С. Айфичер, Б.У. Джервис *Цифровая обработка сигналов. Практический подход (2-е издание)*. Москва: Вильямс, 2004. 992 с.
- [31] A. Grossman, J. Morlet *Journal of Mathematical Analysis and Applications*. 1984. V. 15. N. 4. P. 273.
- [32] И.И. Блехман *Синхронизация в природе и технике*. Москва: Наука, 1981. 352 с.
- [33] C. Schafer, M.G. Rosenblum, H.H. Abel, J. Kurths *Synchronization in the human cardiorespiratory system* // *Physical Review E*. 1999. V. 60. P. 857-870.

-
- [34] A.E. Hramov, A.A. Koronovskii, V.I. Ponomarenko, M.D. Prokhorov
[Detecting synchronization of self-sustained oscillators by external driving with
varying frequency // *Physical Review E*. 2006. V. 73. P. 026208.
- [35] A.E. Hramov, A.A. Koronovskii, V.I. Ponomarenko, M.D. Prokhorov
Detection of synchronization from univariate data using wavelet transform //
Physical Review E. 2007. V. 75. P. 056207.
- [36] M.C. Romano, M. Thiel, J. Kurths, M. Rolf, R. Engbert, R. Kliegl
Synchronization analysis and recurrence in complex systems. Handbook of time
series analysis. Weinheim: Wiley–VCH Verlag, 2006. 514 p.
- [37] А.А. Короновский, О.И. Москаленко, А.Е. Храмов Аналитическое
исследование асимметричного автогенератора Ван дер Поля при помощи
метода медленноменяющихся амплитуд // *Электромагнитные волны и
электронные системы*. 2003. V. 12. N. 3. С. 22–25.
- [38] J.V. Ringwood, S.C. Malpas Slow oscillations in blood pressure via a
nonlinear feedback model // *The American Journal of Physiology–Regulatory,
Integrative and Comparative Physiology*. 2001. V. 280. N. 4. P. 1105-1115.
- [39] K. Ikeda, K. Matsumoto High-dimensional chaotic behavior in systems with
time-delayed feedback // *Physica D*. 1987. V.29. P.223-235.
- [40] M.D. Rienzo, G. Parati, A. Radaelli, P. Castiglioni Baroreflex contribution to
blood pressure and heart rate oscillations: time scales, time-variant characteristics
and nonlinearities // *Philosophical Transactions of the Royal Society A*. 2009. V.
367. P. 1301-1318.
- [41] J.B. Madwed, P. Albrecht, R.G. Mark, R.J. Cohen Low-frequency oscillations
in arterial pressure and heart rate: a simple computer model // *American Journal of
Physiology. Heart and Circulatory Physiology*. 1989. V. 256. N. 6. P. H1573-
H1579.
- [42] J.T. Bigger, A.J. Camm, R.E. Kleiger, A. Malliani, A.J. Moss, P.J. Schwartz
Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and
clinical use // *EurHeart J*. 1996. V. 17. P. 354-381.

-
- [43] A.L. Goldberger, B.J. West Applications of nonlinear dynamics to clinical cardiology // *Ann New York Acad Sci.* 1987. V. 504. P. 1552-12.
- [44] R.L. Cooley, N. Montano, C. Cogliati, P. Van de Borne, W. Richenbacher, R. Oren, V.K. Somers Evidence for a Central Origin of the Low-Frequency Oscillation in RR-Interval Variability // *Circulation.* 1998. V. 98. P. 556-561.
- [45] L. Bernardi, B. Bianchini, G. Spadacini, S. Leuzzi, F. Valle, E. Marchesi, C. Passino, A. Calciati, M. Vigano, M. Rinaldi, L. Martinelli, G. Finardi, P. Sleight Demonstrable Cardiac Reinnervation After Human Heart Transplantation by Carotid Baroreflex Modulation of RR Interval // *Circulation.* 1995. V. 92. P. 2895-2903.
- [46] L. Bernardi, A. Radaelli, P.L. Solda, A.J.S. Coats, M. Reeder, A. Calciati, C.S. Garrard, P. Sleight Autonomic control of skin microvessels: assessment by power spectrum of photoplethysmographic waves // *Clinical Science.* 1996. V. 90. P. 345-355.
- [47] M. Di Rienzo, P. Castiglioni, G. Parati, G. Mancina, A. Pedotti Effects of sino-aortic denervation on spectral characteristics of blood pressure and pulse interval variability: a wideband approach // *Medical and Biological Engineering and Computing.* 1996. V. 34. P. 133-141.
- [48] M. Ursino Interaction between carotid baroregulation and the pulsating heart: a mathematical model // *American Journal of Physiology.* 1998. V. 275. P. H1733-H1747.
- [49] H. Seidel, H. Herzel Bifurcations in a nonlinear model of the baroreceptor-cardiac reflex // *Physica D: Nonlinear Phenomena.* 1998. V. 115. P. 145-160.
- [50] K. Kotani, Z.R. Struzik, K. Takamasu, H.E. Stanley, Y. Yamamoto Model for Complex Heart Rate Dynamics in Health and Disease // *Physical Review E.* 2005. V. 72. P. 041904.
- [51] J. Ringwood, V. Mangourova, S.-J. Guild, S. Malpas A nonlinear model for vasoconstriction // in *Modelling and Control in Biomedical Systems*, ed. by D.D. Feng, J. Zaytoon Elsevier, 2006. 920 p.

-
- [52] M.A Cohen., J.A. Taylor Short-term cardiovascular oscillations in man: measuring and modelling the physiologies (Topical Review) // *Journal of Physiology*. 2002. V. 542.3. P. 669-683.
- [53] C. Julien The enigma of Mayer waves: Facts and models // *Cardiovascular Research*. 2006. V. 70. P. 12-21.
- [54] J.V. Ringwood, S.C. Malpas Slow oscillations in blood pressure via a nonlinear feedback model // *American Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*. 2001. V. 280. P. R1105-R1115.
- [55] В.В. Парин, Р.М. Баевский, Ю. Волков, О. Газенко Космическая кардиология / М.: Медицина, 1967. 208 с.
- [56] Р.М. Баевский, Г.Г. Иванов, Л.В. Чирейкин, А.П. Гаврилушкин, П.Я. Довгалецкий, Ю.А. Кукушкин, Т.Ф. Миронова, Д.А. Прилуцкий, А.В. Семенов, В.Ф. Федоров, А.Н. Флейшман, М.М. Медведев Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем // *Вестник аритмологии*. 2001. Т. 24 С. 65-87.
- [57] А.Н. Флейшман Вариабельность ритма сердца и медленные колебания гемодинамики: нелинейные феномены в клинической практике / 2-е изд. Новосибирск: Изд-во СО РАН, 2009. 194 с.
- [58] J. Allen Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // *Physiol. Meas.* 2007. V. 28. P. R1-R39.
- [59] А.Р. Киселев, А.Б. Беспятов, О.М. Посненкова, В.И. Гриднев, В.И. Пономаренко, М.Д. Прохоров, П.Я. Довгалецкий Внутренняя синхронизация основных 0.1 Гц-частотных ритмов в системе вегетативного управления сердечно-сосудистой системой // *Физиология человека*. 2007. Т. 33. N. 2. С. 69-75.
- [60] А.Б. Беспятов Синхронизация колебательных процессов в кардио-респираторной системе: Эксперимент, модели. Диссертация кандидата физико-математических наук. Саратов: СГУ, 2005. 161 с.

-
- [61] А.П. Кузнецов, С.П. Кузнецов, Н.М. Рыскин Нелинейные колебания. Москва: Физматлит, 2002. 292 с.
- [62] Р.М. Баевский, Г.Г. Иванов, Л.В. Чирейкин Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации) // Вестник аритмологии. 2001. N. 24. С. 65-87.
- [63] Б.П. Безручко, М.Б. Бодров, Т.В. Диканев, А.С. Караваяев, В.И. Пономаренко, М.Д. Прохоров, Е.П. Селезнев, И.В. Сысоев, Д.А. Смирнов Некоторые проблемы реконструкции модельных уравнений по временным рядам и пути их решения // Нелинейные волны. 2005. С. 381-398.
- [64] T. Schreiber, A. Schmitz Surrogate time series // Journal of Physics D. 2000. N. 142. P. 346-382.
- [65] J. Theiler, A. Longtin, B. Galdrikian, J. Farmer Testing for nonlinearity in time series: the method of surrogate data // Journal of Physics D. 1992. V. 58. P. 77-94.
- [66] T. Schreiber, A. Schmitz Improved Surrogate Data for Nonlinearity Tests // Physical Review Letters. 1996. V. 77. N. 4. P. 635-638.
- [67] Y.C. Lai, M.G. Frei, I. Osorio Detecting and characterizing phase synchronization in nonstationary dynamical systems // Physical Review E. 2006. V. 73. P. 26214.