

**РОССИЙСКАЯ АКАДЕМИЯ НАУК
НАУЧНЫЙ СОВЕТ ПО ПРОБЛЕМАМ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ФИЗИКИ**

**СИСТЕМНЫЙ АНАЛИЗ, УПРАВЛЕНИЕ
И ОБРАБОТКА ИНФОРМАЦИИ
В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ**

Часть XI

**СИСТЕМНЫЙ СИНТЕЗ ПАРАМЕТРОВ ФУНКЦИЙ ОРГАНИЗМА
ЖИТЕЛЕЙ ЮГРЫ НА БАЗЕ НЕЙРОКОМПЬЮТИНГА И ТЕОРИИ
ХАОСА-САМООРГАНИЗАЦИИ В БИОФИЗИКЕ СЛОЖНЫХ СИСТЕМ**

Под редакцией
профессора В.М. Еськова и профессора А.А. Хадарцева

УДК 167/168-005; 517.997; 519.25; 57.081; 57.084/.085; 616-092.4(57+61)

ББК 3208 Е94

С40

Авторский коллектив: В.М. Еськов, ЗДН РФ, д.биол.н., д.физ.-мат.н., профессор; А.А. Хадарцев, ЗДН РФ, д.мед.н., профессор; В.В. Козлова, д.биол.н.; М.А. Филатов, д.биол.н., доцент; О.Е. Филатова, д.биол.н., профессор; Т.В. Гавриленко, к.тех.н.; В.В. Еськов, к.мед.н.; А.А. Соколова, к.биол.н.; О.И. Химикина, к.биол.н.; Ю.В. Башкатова; Д.К. Берестин; С.Н. Ватамова; Д.Д. Даянова; Л.Б. Джумагалиева; В.Н. Кузнецова

Рецензенты:

Академик РАН, ЗДН РФ, доктор медицинских наук, профессор В.Г. Зилов

Член-корреспондент РАН, ЗДН РФ, доктор биологических наук, профессор Г.С. Розенберг

Системный анализ, управление и обработка информации в биологии и медицине. Часть XI. Системный синтез параметров функций организма жителей Югры на базе нейрокомпьютинга и теории хаоса-самоорганизации в биофизике сложных систем / [В.М. Еськов, А.А. Хадарцев, В.В. Козлова и др.]; Под ред. В.М. Еськова и А.А. Хадарцева. — Самара : ООО «Офорт», 2014. — 192 с.
ISBN 978-5-473-00951-4

В книге представлены первые попытки объединения методов стохастики (математической статистики) и теории хаоса-самоорганизации в изучении динамики поведения биологических систем в целом, в частности, таких сложных (хаотических) процессов, как постуральный тремор, теппинг. Обсуждается возможность моделирования таких процессов качественно и количественно. На конкретных моделях продемонстрирована эффективность компартментно-кластерного моделирования биосистем и возможности управления такими моделями со стороны нейросетей головного мозга. Изложены перспективы использования методов нейрокомпьютинга в рамках нового подхода, обеспечивающих реальное ранжирование параметров χ_i и выделение из них наиболее значимых признаков в различных физиологических измерениях. Подчеркивается ограниченность методов стохастики в описании complexity и необходимость расчета параметров квазиаттракторов в фазовых пространствах состояний. Издание рассчитано на специалистов в области теоретической биологии и медицины, а также предназначено для врачей-практиков, интересующихся вопросами клинической кибернетики.

УДК 167/168-005; 517.997; 519.25; 57.081; 57.084/.085; 616-092.4(57+61)

ББК 3208 Е94

ISBN 978-5-473-00951-4

© Оформление. ООО «Офорт», 2014

СОДЕРЖАНИЕ

Предисловие	5
<i>Раздел I.</i> Аналог принципа Гейзенберга в теории хаоса-самоорганизации: неопределенности 1-го и 2-го рода в биологии и медицине	13
1.1. Неопределённость в квантовой механике и биофизике сложных систем	13
1.2. Системы третьего типа в биологии и медицине	14
1.3. Почему стохастика неприменима к системам третьего типа? ...	18
<i>Раздел II.</i> Кинематика биосистем как эволюция – основа современной биофизики и аналог механики Ньютона	27
2.1. Базовые кинематические принципы организации биосистем с позиций физики и теории хаоса – самоорганизации	27
2.2. Стационарные режимы и движения СТТ. Их отличия от физических систем	36
2.3. Примеры расчёта кинематических характеристик для СТТ..	44
<i>Раздел III.</i> Компартментно-кластерные модели биосистем – новые возможности в моделировании реального хаоса биосистем ..	55
3.1. Принципы построения моделей сложных биосистем третьего типа в рамках ККТБ	55
3.2. Общие принципы компартментно-кластерного моделирования биосистем	62
3.3. Простейшие математические модели постурального тремора в рамках ККТБ для описания произвольности двигательных функций	65
3.4. Где граница произвольности? Реальные процессы в организации тремора	76
<i>Раздел IV.</i> Первые попытки объединения трех парадигм в анализе моторной функциональной асимметрии	97
4.1. Методы исследований	97
4.2. Статистическая обработка результатов исследований в рамках ТХС. Квазиаттракторы	101
4.3. Нейрокомпьютерный анализ площадей квазиаттракторов ...	106

Раздел V. Теория хаоса-самоорганизации в анализе

треморограмм: теппинг и тремор как произвольные движения ...	121
5.1. Физиология и биомеханика неопределенности движения ...	122
5.2. Биофизические методы регистрации различных видов движения	127
5.3. Стохастика в оценке хаотической динамики тремора	133
5.4. Анализ влияния дозированной физической нагрузки на показатели функциональной системы организма человека с позиций системного синтеза	146
5.5. Что общего в произвольности (или произвольности) в регуляции тремора и кардиоинтервалов: «тремор» вегетативной нервной системы	159

Раздел VI. Вегетативная нервная система в аспекте

функциональной асимметрии в геронтологии:

нейроэмуляторы в системном синтезе возрастных

изменений организма человека	178
6.1. Объект и методы исследования, которые отличны от традиционных	178
6.2. Результаты исследования и их обсуждение с позиций стохастики	180
6.3. Нейрокомпьютерный анализ в геронтологии	184

Список сокращений	191
--------------------------------	-----

ПРЕДИСЛОВИЕ

Предыдущие 10 томов настоящего издания были посвящены глобальной проблеме создания третьей парадигмы и на ее основе разработки *теории хаоса-самоорганизации* (ТХС). За истекшие 15 лет разработки ТХС – были созданы новые методы системного синтеза и анализа, которые внедряются в биологию и медицину с 1999 г. Сургутской и Тульской научными школами в области синергетики и ТХС были созданы и апробированы 15 компьютерных программ, 2 новых способа и созданы новые математические модели, которые представляют реальный хаос сложных *биологических динамических систем* (БДС). На многообразных и конкретных примерах из биологии и медицины нами было убедительно доказано существование в живой природе особых *систем третьего типа* (СТТ), которые не могут быть описаны в рамках традиционных *детерминистских и стохастических подходов* (ДСП). Именно для СТТ мы создали методы расчета параметров *квазиаттракторов*, расчетов координат их центров, матриц межаттракторных расстояний и др., частично охарактеризованное также в настоящем 11-м томе этой серии.

Однако, все эти методы относятся скорее к статическим режимам, что в физике относится к статике. По аналогии с физикой мы пока работали с системами в режиме одномоментной фиксации их параметров и последующего анализа получаемых выборок – значений *вектора состояния системы* (ВСС) в виде $x=x(t)=(x_1, x_2, \dots, x_m)^T$ в m -мерном *фазовом пространстве состояний* (ФПС). Фактически, мы работали с БДС в ретроспективном режиме, когда уже были получены экспериментальные значения $x(t)$ в виде некоторых выборок и далее производились некоторые действия с этими выборками. Этот первичный (статический) подход позволил получить ряд принципиально новых результатов в виде диагностики различий между исходными и конечными состояниями БДС, между нормогенезом и патогенезом, между различными патологическими состояниями организма человека, находящегося в условиях лечения или без такового, между группами людей, обладающих разными типами *функциональных систем организма* (ФСО), разных психических состояний, и группами в исходном состоянии. Это все является статическим подходом в биологии, но все биосистемы – это динамические системы и к ним надо применять методы кинематики и динамики. Поэтому последующие

10 томов настоящей серии будут посвящены биофизике СТТ, кинематике *complexity*.

На сегодня накоплен огромный эмпирический материал, который собирался с 1968 года в области нейрофизиологии, популяционной экологии. Динамическое равновесие между мутантными и дикими клетками с позиций *компарментно-кластерной теории биосистем* (ККТБ) изучалось В.М. Еськовым еще в 1968 году. Все эти эмпирические данные убедительно свидетельствовали, что в живой природе отсутствуют стационарные режимы БДС в виде $dx/dt=0$. Никогда ВСС для любой СТТ не может показать $dx/dt=0$, всегда и постоянно $dx/dt \neq 0$, т.е. все сложные БДС (*complexity*) находятся в непрерывном хаотическом режиме, когда произвольно невозможно повторить начальные значения ВСС в виде $x(t_0)$, а последующие значения $x(t)$ в виде $x_i(t)$ и конечное состояние БДС в виде $x(t_k)$ невозможно прогнозировать. Неопределенность $x(t_0)$, $x_i(t)$ и $x(t_n)$ приводят современную науку ко второму принципу организации БДС-*complexity* – это принцип организации СТТ в виде непрерывного мерцания (*glimmering property*), когда $dx/dt \neq 0$.

Наряду с первым принципом ТХС о компартментной организации БДС (и это был базовый постулат Н. Накен в синергетике, но он был ошибочен – такое можно применять только для однородных (изотропных) систем), второй принцип (мерцания СТТ в ФПС) существенно уводили СП из области традиционной науки, т.е. ДСП. Наличие 3-го и 4-го принципов организации БДС, т.е. принцип эволюции БДС и их телеологического движения в ФПС к некоторому конечному *квазиаттрактору* сразу уводит любую СТТ из области изучения стационарных режимов в виде $dx/dt \neq 0$ в рамках ДСП в область ТХС. Все становится другим и очень сложным. Но еще более сложным становится проблема изучения СТТ при наличии 5-го принципа организации СТТ – возможности выхода параметров ВСС за пределы 3-х сигм (и даже 10-ти, 20-ти сигм). Все это мы свели в одну общую теорию – ТХС, которая должна была возникнуть 65 лет назад (после опубликования уникальной работы W. Weaver «*Science and complexity*»), но так и не получила развития до начала XXI-го века.

Учет 5-ти принципов организации СТТ, их особых свойств потребовал от нас разработки новых методов и теорий для описания реальных объектов живой природы. Более того, оказалось, что и социальные, политические системы тоже обладают аналогичными свойствами и мы теперь говорим о реальности третьей парадигмы, которая

объединяет все известные феномены, выходящие за рамки ДСП, за рамки традиционной науки. В чем же заключена эта необычность и почему ДСП не может описывать объекты живой природы (да и социально-политические системы тоже)?

Наступает эпоха пересмотра понятий и представлений, ломки старых догм и перехода к новому мировоззрению. Новое понятие о стационарных режимах биосистем, новые методы системного синтеза, новые типы неопределенностей, которые вообще до нас отсутствовали в науке, приводят к возникновению третьей парадигмы и ТХС. Именно реальность СТТ является стимулом для развития ТХС. Мы переходим и к новому понятию хаоса, который совершенно отличен от детерминированного хаоса и вообще от теории хаоса, основы которой были заложены А.М. Ляпуновым и А. Пуанкаре. Хаос СТТ не может описываться константами Ляпунова, автокорреляционными функциями и даже свойством перемешивания. Последнее для СТТ не может быть применено, но оно для современной теории хаоса является фундаментальным (инвариантность меры). СТТ демонстрирует другой хаос, другие неопределенности, которые частично напоминают объекты квантовой механики. Аналог принципа Гейзенберга мы сейчас и представляем с позиций ТХС.

Мы сейчас предлагаем в медицине и биологии использовать совершенно новые подходы в оценке стационарных режимов СТТ, их хаотической динамики, решать задачи системного синтеза (когда статистика вообще не может дифференцировать различия между состояниями биосистем) и вообще работать с хаотическими системами, которые даже в рамках современной теории хаоса не могут быть описаны и изучены. При этом, мы не отказываемся от методов детерминизма и стохастики, мы их предлагаем использовать вместе с ТХС. Это противоречит постулату Т.Куна о смене парадигм, когда новая парадигма отрицает предыдущие и в этом заключена еще одна противоречивость (экстраординарность) третьей парадигмы и ТХС. Мы говорим о настоящей синергии между ТХС и ДСП, и наши многочисленные примеры (в первую очередь относительно функциональной асимметрии в организме человека) показывают каких результатов можно достигнуть на основе такой синергии.

Но и это не главное. В рамках ККТБ мы теперь можем дать объяснение принципам работы мозга человека, объяснить, зачем в гиппокампе происходят реверберации и чем умный человек отличается от глупого и даже от животного. Мы дали объяснение механизмам

оранжевых революций и как происходит манипуляция общественным мнением, как вообще работает сознание рядового человека и мозг гения. Все это становится возможным описывать и моделировать с позиций ТХС и новых методов нейрокомпьютинга. В последнем случае мы обращаем внимание всех ученых на ошибочность использования *нейро-ЭВМ* (НЭВМ) в рамках задач системного синтеза, т.е. выделения параметров порядка. Многочисленны работы, в которых использовались задачи бинарной классификации и ранжирования диагностических признаков ранее выполнялись с ошибками, без многочисленных итераций p ($p < 1000$).

Новые методы и подходы позволяют строить новые аналогии систематизации и новые модели динамики *complexity* в биологии и медицине. Речь идет о новом понимании самой науки биофизики. Если ранее мы биофизику рассматривали как ветвь (или даже придаток) физики (А. Hill «Why Biophysics»), то сейчас мы говорим о новых понятиях и законах поведения биосистем (СТТ-*complexity*). Однако, эти новые подходы не опровергают устоявшихся общепринятых понятий физики, а дополняют и создают новые траектории развития науки о живом в рамках физических подходов и физических интерпретаций. Появляются новая трактовка и новое развитие биофизики для особых *систем третьего типа*, которые невозможно описывать в рамках функциональных и стохастических зависимостей, именно из-за их особых свойств (5 принципов и 13-ти отличий) и наличия двух типов неопределенностей в живой природе, которые существенно отличают СТТ от физических систем с их принципом неопределенности Гейзенберга (тут как раз у СТТ много общего с квантовыми объектами).

Подчеркнем, что речь идет не только о физике и биофизике живых систем, но и их влиянии на биологию и медицину. Более того, мы к СТТ относим экономические, социальные и политические системы. Они пока тоже живут в мире детерминизма, их пытаются перевести (очень болезненно) в мир стохастики, но они должны перейти в будущем в особые системы хаоса и самоорганизации. В целом все-таки СТТ требуют новых методов их описания и моделирования, новых подходов, понимания их специфики и разработки новых методов их управления. Без управления СТТ может не достигнуть желаемого для человека (или социума) состояния нужного *квазиаттрактора*. Теперь будущее своего организма, семьи, социума и всей биосферы Земли мы должны создавать сами. По мнению И.Р. Пригожина и С.П. Курдюмова, будущее человека и человечества в их собственных руках.

Таковы новые подходы, понятия и методы в изучении особых СТТ, которые будут продемонстрированы на конкретных примерах. Постараемся сделать это убедительно, хотя для нас (и в первую очередь для основоположников этого нового научного направления: Еськова В.М., Филатовой О.Е.) это уже было давно решенным и очевидным. Еще 20-30 лет назад все уже было понятно и была создана математическая ККТБ, новые принципы организации СТТ, новые методы их изучения. Основы для изучения СТТ в рамках СТТ были заложены треть века назад. Не наша в том вина, что эти 30 лет прошли в спорах, дискуссиях и борьбе с предубеждениями. Очевидное не всегда бывает вероятным, хотя в ТХС и вероятности никакой нет, а есть только очевидная реальность – особый хаос СТТ, неопределенности 1-го и 2-го рода, *квазиаттракторы* биосистем и их движение в ФПС (эволюционные и телеологически обусловленные).

Надеемся на взаимопонимание и терпение со стороны убежденных сторонников редукционизма и упрощения (в рамках детерминизма и стохастики). Кинематика и динамика СТТ медленно внедряются в медицину и биологию, а это значит, что признание реальности СТТ и практическое использование ТХС должно произойти в ближайшее время. Да и нейроэмуляторы теперь будут использовать другим образом. Мы надеемся. Человек должен верить и мечтать. В мечтах он создает *квазиаттрактор* будущего и на основе веры – критически оценивает свое прошлое. Очень важно при этом, чтобы движение *квазиаттракторов* социумов происходило поступательно (хотя очень часто мы наблюдаем тривиальное движение).

Таким образом, после 40 лет сбора эмпирических данных, 30 лет разработки ККТБ и 25 лет создания третьей парадигмы (и ее аналитической части – ТХС), мы подошли к реальному подведению итогов и к попыткам формулирования новых проблем и задач, которые связаны с развитием третьей парадигмы и продвижением ТХС в практику (в частности, в медицину).

Главным итогом всей этой 45-летней работы может служить доказательство реальности СТТ в живой природе и разработка методов описания этих особых систем в рамках многомерных ФПС. Все созданное было использовано в первую очередь в медицине для оценки состояния нормы и патологии, выявления особенностей динамики течения заболеваний в разных условиях (севера РФ, средней полосы России и т.д.). Именно ТХС может реально выявить различия между нормой и патологией, между группами, в которых использовались

новые методы лечения и у которых не использовались. Именно ТХС обеспечивает четкую идентификацию возрастных (и половых) различий между компенсированными и декомпенсированными формами метаболического синдрома, между гестозами у женщин на Севере и в средней полосе РФ, между разными видами вирусного гепатита, между разными формами и методами физиотерапевтических лечений и многими другими видами патологий, а также между нормой и патологией вообще.

Мы доказали возможность и полезность применения ТХС в медицине. Сургутская научная школа (руководитель В.М. Еськов) и Тульская научная школа (руководитель А.А. Хадарцев) убедительно продемонстрировали полезность применения ТХС в медицине. Это является вторым (после признания СТТ в живой природе) результатом разработки ТХС. Прагматизм, практичность в применении методов ТХС в практической медицине – это глобальное достижение наших двух научных школ. Однако, остается третий аспект создания и развития третьей парадигмы и ТХС в целом: куда двигаться дальше, каково будущее у нового подхода и новой теории?

Ответы на эти сложные вопросы мы начинаем представлять с этого 11 тома монографической серии под общей рубрикой: *комплексный подход в изучении complexity*. При этом под комплексностью мы будем понимать синергетическое объединение трех парадигм, т.е. детерминистского подхода (аппарат функционального анализа), стохастического подхода (расчет функций распределения $f(x)$, частот $P^*(A)$ и вероятностей $P(A)$ наступления события A) и подхода в рамках ТХС. В последнем случае мы приходим к особым системам (СТТ), для которых выполняется 5 принципов организации: *компартиментно-кластерное строение, свойство мерцания, эволюция и телеологичность и возможность выхода за 10, 20-ть и более сигм*. Все эти 5 свойств и 13 отличий СТТ от обычных ДСП-систем сейчас мы усиливаем существованием 2-х типов неопределенностей, которые делают СТТ принципиально отличными от традиционных физических, технических и химических систем.

Необычность этих 2-х типов неопределенностей СТТ вытекает из аналогий для биосистем принципа неопределенности, которое все-таки отличается от принципа Гейзенберга (хотя неравенства для фазовых координат очень похожи). Если взять любую ординату x_i вектора состояния $x(t)$, характеризующего параметры гомеостаза, то окажется, что в новом, трехмерном ФПС (содержащем любую коор-

динату – x_i , ее скорость – $x_2 = dx_1/dt$, $x_i(t)$ и ускорение $x_3 = dx_2/dt$, т.е. будем иметь трехмерное ФПС – $x_1(t)$, $x_2 = dx_1/dt$, $x_3 = dx_2/dt$, сам $x(t)$ будет совершать некоторое хаотическое движение по каждой своей x_i координате, но в пределах ограниченного объема фазового пространства (*квазиаттрактора*). Такой особый хаос порождает неопределенность 2-го типа или вида: точка в фазовом пространстве не имеет информационного значения, все равновозможно! Но одновременно существует и неопределенность 1-го рода, когда с позиций стохастики все регистрируемые выборки $x(t) = (x_1, x_2, \dots, x_m)^T$ могут быть отнесены к одной генеральной совокупности. В этом случае биосистема как бы остается неизменной, т.е. находится в стационарном состоянии, но с позиций ТХС и нейрокомпьютинга мы можем установить существенные различия между состоянием 1 и следующим состоянием 2 исследуемой СТТ.

В рамках ТХС и изучения неопределенностей 1-го типа мы выходим на новое понимание стационарных режимов СТТ, когда функции распределения $f_1(x)$ и $f_2(x)$ не различаются (значимо), а сама биосистема претерпевает огромные изменения. Для медицины эта проблема настолько важна, что об этом можно особо и не говорить. Например, врач применил лечение и стохастика говорит о неизменности параметров системы, которую он наблюдает в ходе болезни. В действительности (с позиций ТХС и нейрокомпьютинга) изменения огромные. Более того, нами разработаны 3 новых метода, которые решают задачи системного синтеза, т.е. из большого числа m признаков x_i ($i=1, 2, \dots, m$) мы можем отобрать всего несколько, которые и будут характеризовать эти изменения (которых в рамках стохастики якобы нет). Так, в результате лечения диагностические признаки у пациента вроде бы не изменяются. Или, наоборот, разные группы пациентов (с разными заболеваниями или в разные периоды болезни) в стохастике – не различаются (нет статистических различий), а в реальности, с позиций ТХС, различия огромные (да и болезни различаются в группах). Более того, группы могут статистически различаться непрерывно, а реально у них нет различий с позиций ТХС или нейро-ЭВМ. Неопределенности 1-го и 2-го рода выводят СТТ из области их изучения в рамках детерминизма или стохастики.

Таким образом, мы, фактически, вводим новые критерии схожести (одинаковости) состояний функций организма или, наоборот, показываем их различия, которых нет в стохастике. При этом сейчас мы не противопоставляем традиционную науку ТХС, а просто предлага-

ем делать проверку параметров $x(t)$ и в стохастике, и в ТХС, и с помощью нейрокомпьютинга. Особенно это касается системного синтеза, когда необходимо находить *параметры порядка* (главные диагностические признаки). Для медицины, и особенно для персонифицированной, это вообще самое главное дело. Может оказаться так, что для одного пациента эти x_i малозначимые, а для другого они определяют его жизнь или смерть. Мы предлагаем выполнять такую процедуру не только для групп больных, но и для каждого пациента!

В целом, новое понимание неопределенностей, новые методы идентификации параметров порядка, новые подходы в персонифицированной медицине – все это составляет основу последующих томов настоящего издания. Однако, самое главное – это новое понимание биофизики (или физики живых систем, как ее пытался представить А. Hill в середине 20-го века). Мы сейчас создаем новую теоретическую биологию и медицину на платформе новой биофизики. Это создание мы начинаем с механики живых систем, и, конкретно, с кинематики и динамики СТТ. Практические последствия этого трудно переоценить для биологии, экологии и медицины. Однако, главное в этом процессе – это системный анализ и синтез СТТ, использование метода многомерных ФПС, который закладывает основы современной биофизики.

В настоящей монографии 1-ю и 2-ю главу представил Еськов В.М., Хадарцев А.А., Филатова О.Е., Гавриленко Т.В., Еськов В.В. Материалы по 3-й главе представлены Даяновой Д.Д., Берестинным Д.К. и Гавриленко Т.В. Четвертая глава представлена Козловой В.В., Ватамовой С.Н. и Филатовой О.Е. Пятая глава написана по материалам Кузнецовой В.Н., Башкатовой Ю.В., Филатова М.А. Шестая глава подготовлена Соколовой А.А., Джумагалиевой Л.Б., Химиковой О.И.

*Заслуженный деятель науки РФ,
д.ф.-м.н., профессор
В.М. ЕСЬКОВ*

*Заслуженный деятель науки РФ,
д.м.н., профессор
А.А. ХАДАРЦЕВ*

*Д.б.н., профессор
О.Е. ФИЛАТОВА*

РАЗДЕЛ I

АНАЛОГ ПРИНЦИПА ГЕЙЗЕНБЕРГА В ТЕОРИИ ХАОСА-САМООРГАНИЗАЦИИ: НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ 1-ГО И 2-ГО РОДА В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ

1.1. Неопределённость в квантовой механике и биофизике сложных систем

Теоретическая биофизика с момента своего возникновения постоянно пытается найти аналоги поведения сложных БДС и объектов неживой природы. Для подтверждения этого достаточно вспомнить фундаментальное выступление A.V. Hill [30, 31]. Имеются и некоторые итоговые издания [36], которые ещё в 30-х годах 20-го столетия представляли подобные аналогии между физическими системами и БДС. Существенно, что в этих многочисленных попытках существует очень мало примеров установить аналогии между объектами квантовой механики и БДС. Нами вводится принцип неопределенности для сложных БДС (*complexity*), который является некоторым аналогом соотношения Гейзенберга. Однако проблема неопределенности динамики поведения объектов микромира может реально иметь некоторые общие корни с объектами макромира – со сложными биосистемами (*complexity*). При этом может быть продемонстрирована возможность некоторого аналога туннельного эффекта для *complexity* на основе использования метода многомерных фазовых пространств. Известно, что с момента выхода работ Шмальгаузена, Рашевского, Лотка и Вольтерра прошло уже более 70-ти лет, но проблема построения некоторого единого подхода в теоретической биофизике остается открытой. Существенным пробелом остается отсутствие классических разделов (столь характерных для теоретической физики), например, в виде классической механики (биомеханики) и аналога квантовой механики в динамике поведения сложных систем (*complexity*). При этом на молекулярно-клеточном уровне (в биофизике) мы имеем несомненные достижения и успехи (в виде изучения наследственности, строения и функцией мембран и др.). При переходе к сложным динамическим системам с самоорганизацией проблема прогнозируемости таких систем и даже возможности повторения их начального состояния (в виде $x=x(t_0)$ или любой динамической траектории вектора состояния системы $x(t)$ в ФПС) остается принципиально нерешенной. На это обращал внимание и M. Gell-Mann в своём из-

вестном обращении по проблеме неопределённости для *complexity* [28]. Принципиальная непредсказуемость и неповторимость динамики поведения сложных динамических систем обусловлена особыми свойствами сложных БДС, которые мы сейчас определяем как СТТ. В современной теоретической биофизике они обозначаются как *complexity*, но при этом нет строгого определения этих систем и их свойств.

1.2. Системы третьего типа в биологии и медицине

Первые попытки ввести некоторые понятия о СТТ были выполнены 65 лет назад Warren Weaver в его известной публикации «*Science and complexity*» [39]. Однако, вводя понятие организованной сложности, W. Weaver не выполнил систематизацию таких объектов, их основных свойств и, главное, не предложил методы и модели для их описания. Традиционные физические подходы в биофизике на уровне *complexity*, как это и представлял в 50-х годах 20-го века А. Hill, не дали нужных результатов [30, 31] из-за особых свойств СТТ. Многочисленные попытки Н. Haken [29] и I.R. Prigogine [34] в области синергетики и теории *complexity* также закончились безрезультатно в плане выделения особого математического аппарата и особых моделей для описания *complexity* с самоорганизацией. Более того, сам Пригожин в предсмертной статье «*The Die is not Cast*» [35] особым образом выделил системы в природе, которые современная наука не изучает и не описывает. Речь идёт об уникальных системах, без их повторения в пространстве и времени. Однако, именно эти системы и составляют основные объекты в биологии и медицине. Эти особые объекты (и их свойства) уже описывали в своих обзорах Г.Р. Иваницкий [12, 32] и В.В. Смолянинов [38]. Однако, особое свойство непрерывного мерцания и эволюции каждой *complexity* остаётся всё-таки за пределами обсуждения с позиций детерминизма и стохастики [3–11, 22–27]. В рамках традиционной науки эти свойства невозможно моделировать. Во-первых, все СТТ (*complexity* в трактовке Пригожина-Хакена) не имеют точек покоя в традиционном *детерминистско-стохастическом подходе*. Например, для СТТ никогда их ВСС $x=x(t)$ не сможет продемонстрировать стационарный режим в виде $dx/dt=0$. Для любой СТТ их ВСС в ФПС испытывает непрерывное и хаотическое движение. Это движение (как и движение электрона в условиях энергетических ограничений, например, в потенциальной яме или на

определённом энергетическом уровне в атоме) ограничено определёнными рамками, накладываемыми на фазовые координаты. Таким образом, СТТ не имеют стационарных режимов в аспекте детерминизма или стохастики, но их движение в ФПС – ограниченное.

Во-вторых, в биомеханике такими фазовыми координатами являются положение конечности (пальца при постуральном треморе) по отношению к регистрирующему датчику – $x_1=x_1(t)$ и скорость перемещения конечности $x_2=x_2(t)=dx_1/dt$. В кардиологии переменной $x_1(t)$ является величина кардиоинтервалов, в электрофизиологии (миографии, нейрографии, энцефалографии) величину $x_1(t)$ представляют биопотенциалы. На фазовой плоскости вектора $x=(x_1, x_2)^T$ можно построить фазовые траектории, которые всё-таки будут иметь определённые границы в пределах фазового пространства. Эти границы образуют некоторую область в ФПС, которая характеризует физиологическое (психическое) состояние субъекта (испытуемого) и которую мы будем обозначать как *квазиаттрактор* (КА). Объём КА V_G является важной характеристикой объекта и он используется нами в биологии, психологии и медицине для диагностики функций организма испытуемого [22–27]. Таким образом, *квазиаттракторы* – важная характеристика любой СТТ (*complexity*), динамики поведения их ВСС.

Это особый тип систем, которые находятся в непрерывной хаотической динамике и для которых отсутствует возможность какого-либо прогноза их конечного состояния $x(t_k)$. Именно это пытался сказать М. Гелл-Манн в своём обращении, но только в отношении физических систем [28]. У этих особых СТТ наряду с особым хаосом имеются и механизмы самоорганизации. Поэтому мы разрабатываем новые методы описания этих систем (отличных от детерминистских и стохастических систем), которые базируются на новой ТХС, которая включает в себя 5 принципов организации СТТ: *компартментно-кластерное строение, свойство «мерцания» СТТ (когда непрерывно $dx/dt \neq 0$), эволюцию СТТ и их телеологическое движение к некоторому конечному квазиаттрактору, наконец, возможность выхода не только за 3 сигмы, но и за 10, 20-ть сигм, что в стохастике исключено полностью.*

Последнее свойство гигантских отклонений от координат центра КА характерно только для биосистем. Технические или физические системы в этом случае просто прекращают своё существование. Однако, в квантовой механике такие эффекты имеют место в виде тун-

нелных эффектов: частица может преодолеть потенциальный барьер (выйти из ядра, например) и даже возвратиться обратно. То, что СТТ имеет ограничения на фазовые координаты, может быть представлено в виде:

$$\Delta x_1 * \Delta x_2 \geq V_G^{\min} \quad (1.1)$$

где $V_G^{\min}$ – это минимальный фазовый объём, за пределами которого происходит движение *вектора состояния системы*. Такое неравенство весьма подобно известному принципу Гейзенберга в квантовой механике. Для фазовых координат в виде x_1 – перемещение (у нас ещё это и кардиоинтервалы, биопотенциалы и т.д.) и x_2 – скорость этого перемещения в физике элементарных частиц – принцип неопределённости накладывает ограничения в виде:

$$\Delta x_1 * \Delta p \geq h/4\pi \quad (1.2)$$

где $p=mv$ – является импульсом частицы. Если массу перенести в правую часть неравенства, то соотношение (1.2) примет вид неравенства (1.1), где роль $V_G^{\min}$ будет играть величина $h/4\pi m = Z$, т.е. имеем:

$$\Delta x_1 * \Delta x_2 \geq Z = h/4\pi m \quad (1.3)$$

Фактически, величина Z имеет тот же смысл, что и $V_G^{\min}$, т.к. представляет некоторый минимальный объём фазового пространства вектора $x=(x_1, x_2)^T$, который накладывает ограничения на изменения фазовых координат x_1 (смещение в пространстве) и x_2 (скорость этого смещения). Неравенство (1.3) в квантовой механике может иметь смысл «индивидуального» неравенства для каждой частицы, т.к. правая часть содержит массу m , которая тоже зависит от скорости частицы (она легко изменяется) и, следовательно, Z будет «индивидуальной» величиной. Эта правая часть Z для каждой частицы с конкретной массой будет «индивидуальна» для каждой частицы. С этих позиций и неравенство (1.1) тоже является индивидуальным неравенством (специфичным для каждого испытуемого). Более того, как мы показали, $V_G^{\min}$ характеризует ещё и специфику физиологического или психического состояния испытуемого. Фактически $V_G^{\min}$ – это универсальная константа для каждого испытуемого, находящегося в данных условиях наблюдения, она индивидуальна для каждого испытуемого как и Z в (1.3) для каждой элементарной частицы с массой m и скоростью v .

Имеется ещё одно существенное отличие биологических систем от объектов квантовой физики. Из-за самоорганизации динамика поведения СТТ такова, что обычно ВСС движется внутри некоторого особого объёма ФПС, т.е. в общем случае мы имеем вместо неравенства (1.1) неравенство (1.4) в виде:

$$V_G^{max} \geq \Delta x_1 * \Delta x_2 \geq V_G^{min} \quad (1.4)$$

Более того, мы чаще используем левую часть неравенства (1.4) для многих СТТ в виде:

$$V_G^{max} \geq \Delta x_1 * \Delta x_2 \quad (1.5)$$

т.к., механизмы самоорганизации ограничивают движение ВСС в ФПС не только снизу, но и сверху. Иллюстрацию этим высказываниям проще выполнить на примерах из биомеханики. Однако, мы имеем огромное количество примеров и из других областей биологии и медицины. В общем случае мы всегда будем иметь особые области фазового пространства (*квазиаттракторы*), внутри которых мы будем иметь непрерывное и хаотическое движение любых параметров вектора состояния организма человека. Параметры КА – важная характеристика физиологического, психического, биохимического статуса объекта. Область фазового пространства состояний (КА) сейчас используется и в медицине для оценки нормы и патологии как для одного пациента, так и для оценки статуса группы пациентов [8, 10-11].

В целом, биофизика отличается от физики. Здесь нет универсализма (одинаковости объектов исследования). Универсальными могут быть законы поведения: непрерывное и хаотическое движение ВСС в фазовом пространстве, отсутствие повторяющихся начальных условий, т.е. $x(t_0)$ неповторим и невоспроизводим, наличие ограничений на сопряженные координаты ВСС в виде (1.1) или (1.5). Более того, специфика ТХС такова, что СТТ имеют не только V_G^{min} , но и V_G^{max} , т.е. некоторый максимальный объём ФПС, внутри которого непрерывно и хаотически движется *вектор состояния системы*. В этом заключено отличие СТТ от физических, химических или технических систем. Поэтому именно СТТ необходимо описывать в рамках первого подхода, т.к. детерминистские и стохастические методы и модели мало достоверны в их описании. Покажем на конкретных примерах бесполезность традиционных подходов в отношении *систем третьего типа*.

1.3. Почему стохастика не применима к системам третьего типа?

Прежде всего, отметим, что постуральный тремор и теппинг всегда рассматривались как примеры произвольных и непроизвольных движений. Однако, с позиций механики, с позиций ТХС и расчета неравенств вида (1.1) и (1.5), оба эти движения не могут числиться произвольными движениями, т.к. они с механической точки зрения (и с позиций нового подхода) выполняются непроизвольно. Иными словами повторную траекторию тремора или теппинга воспроизвести невозможно! Любой динамический отрезок (траектория пальца в пространстве) для координат $x_1(t)$ и $x_2(t)$ в фазовом пространстве неповторим и невоспроизводим. Это движение хаотическое, но в пределах ограниченных объёмов фазового пространства (*квазиаттракторов*). КА можно повторить и он может изучаться в *теории хаоса-самоорганизации*.

Отметим, что число выполненных нами биомеханических измерений и измерений параметров *кардиоинтервалов* (КИ) превышает двадцать тысяч измерений. Здесь КИ – это временной отрезок Δt между последовательными сокращениями сердца и это – переменная величина $x_1(t)$, которая тоже имеет свою скорость $x_2=dx_1/dt$ и ускорение $x_3=dx_2/dt$. И для движения пальца, и для работы сердца мы имеем одинаковые (с физической точки зрения) фазовые пространства с размерностью $m=3$ (т.е. имеем их вектор состояния $x=x(t)=(x_1, x_2, x_3)^T$), а в более упрощенном виде мы используем только фазовую плоскость вектора $x=x(t)=(x_1, x_2)^T$.

В рамках сравнения эффективности двух подходов методами стохастики и ТХС были выполнены вычисления параметров распределения треморограмм (первоначально с позиций стохастики). При этом нами были установлены следующие закономерности. Во-первых, основные измерения, выполненные у каждого испытуемого в отдельности при разбиении общего отрезка регистраций треморограммы длительностью $\tau=5$ сек (этот интервал τ разбивался на 3 отрезка τ_i , т.е. $\tau_1+\tau_2+\tau_3=\tau$ общие= τ) на интервалы $\tau_1=\tau_2=\tau_3$, – показали отсутствие возможности рассматривать эти участки треморограмм как нормальное распределение. В редких случаях на всех трёх участках τ_i можно было использовать нормальное распределение. Однако при этом параметры этих распределений Гаусса не удовлетворяли условию отнесения этих выборок к одной (общей) генеральной совокупности. Ка-

ждый участок τ_i представлял свою (особую) функцию распределения для конкретного испытуемого на каждом отрезке τ_i общего интервала в 1,5 сек. Более того, при других измерениях у этого же испытуемого (в следующие 5 сек) результат был аналогичным, т.е. распределение постоянно изменяется (параметрическое–непараметрическое), функции распределения также изменяются и отличаются на каждом измеренном интервале τ .

Чаще всего средние значения $\langle x_i \rangle$ ещё могли удовлетворять критерию отнесения всех $\langle x_i \rangle$ для отрезков τ_i к одной общей генеральной совокупности (не более 20% от всех испытуемых). Однако, дисперсии всегда давали различие между попарными сравнениями (три отрезка $\tau_i = \tau/3$ и один общий отрезок $\tau = \tau_1 + \tau_2 + \tau_3$). Если брать испытуемого с 5 секундами регистрации в разные моменты времени (в течение рабочего дня), то возможность совпадения $\langle x \rangle$ и статистических дисперсий D^* вообще становится нулевой. Иными словами, если испытуемый на интервале регистрации $\tau = 5$ сек ещё какое-то подобие (по средним или дисперсиям) может иногда продемонстрировать, то в разные моменты времени (для разных интервалов 5 сек) – практически воспроизвести невозможно. Любой интервал регистрации $\tau = 5$ сек будет уникальным и неповторимым, даже если испытуемый будет находиться в спокойном (физиологически и психологически устойчивом) состоянии.

Различия между участками треморограмм в аспекте нормального распределения или непараметрического распределения (между короткими отрезками измерений одной треморограммы в 5 сек) столь существенны, что любые попытки использования традиционного стохастического подхода разбиваются о реалии хаоса. При этом следует отметить одну особенность, которая составляет всё-таки закономерность и может использоваться на практике: при различных внешних воздействиях (например, испытуемому представлялась классическая музыка, шум или ритмическая музыка) в системе регуляции тремора происходила некоторая нормализация распределения. Например, матрица попарного расчета дисперсий по критерию Фишера для случая ритмической музыки, от исходной первой матрицы (счёт 4/2, то есть для 4-х пар дисперсии не совпадают, а для двух могут совпадать) переходила ко второй матрице (счёт 0/6, то есть все пары удовлетворяли условию нулевой гипотезы – дисперсии могут совпадать по критерию Фишера) при действии этой музыки. Однако, для раз-

личных испытуемых эти соотношения могут быть разными, равно как и для одного испытуемого при повторении испытаний.

Например, результаты расчета треморограмм (время регистрации тремора $T=5$ сек. было разбито на 3 интервала) у испытуемого Х.А.С., в спокойном состоянии (до воздействия), когда все 3 интервала не удовлетворяли условию распределения Гаусса (критерий Лиллиефорса $p<0,05$) и только один отрезок треморограммы (2-й) удовлетворял нормальному распределению. Однако, при воздействии ритмичной музыкой уже все 4 отрезка треморограммы не удовлетворяли условию нормального распределения. Эти различия очевидны для двух характерных треморограмм до воздействия и при действии ритмической музыки (здесь критический порог $p<0,05$).

Результаты расчета критерия Вилкоксона для пар сравнения трёх треморограмм испытуемого Х.А.С. до воздействия (спокойное состояние левый столбец) и эти же выборки в сравнении с тремя интервалами треморограмм в условиях действия ритмической музыки как стрессового фактора (большая громкость) представлены в табл. 1.1. Индекс N означает, что различия между выборками до воздействия и после ритмической музыки (за исключением 2-го столбца, где два раза мы не имеем N , то есть различия не существенны) в основном существенны с учётом поправки Бонферрони.

Аналогичные результаты мы получаем и при анализе кардиоинтервалов, миограмм, электроэнцефалограмм. Нельзя выделить закон распределения! Для иллюстрации представим второй характерный пример из области регистрации кардиоритмики, когда $x_1=x(t)$ – это функция кардиоинтервалов, а $x_2=dx_1/dt$ – скорость изменения $x_1(t)$ и мы образуем фазовую плоскость вектора $x=(x_1, x_2)^T$.

Таблица 1.1

Проверка статистической значимости различий выборок из треморограмм (по $T=5$ сек. измерения) с разбиением на 3 участка по $T/3$ испытуемого Х.А.С. до воздействия (столбец) и после воздействия (строка) с использованием критерия Вилкоксона

	ритмическая 1	ритмическая 2	ритмическая 3
до воздействия 1	N 0,0000	0,2061	N 0,0000
до воздействия 2	N 0,0000	0,4443	N 0,0000
до воздействия 3	N 0,0000	N 0,0000	N 0,0000

Мы можем представить некоторую аналогию предыдущего примера с постуральным тремором, но теперь уже у испытуемого Х.А.С. регистрируются параметры с помощью пульсоксиметра (время между ударами пульса) и общий интервал измерения теперь $\tau=5$ мин (сравните с 5 сек для тремора), который разбивается на 4-е интервала по 1-й минуте (первая минута отбрасывается из-за неустоявшегося режима регистрации пульса), то есть $\tau_1+\tau_2+\tau_3+\tau_4=4$ мин. Такая пятиминутная длительность общепринята в Европе, но мы сейчас продемонстрируем, что на каждой минуте измерения мы, как и в опытах с тремором, будем иметь хаотическую динамику. Для этого первоначально проверялась статистическая сопоставимость между собой этих интервалов τ_i и также с общим интервалом в 5 мин (с его разбиением на 4 отрезка), когда на испытуемого действовали ритмической музыкой (аналогично с опытом по тремору) и при условии его пребывания в спокойном состоянии [8, 10–11, 24–27].

Действительно, результаты расчета двух отрезков измерения кардиоинтервалов (по 5 мин каждый) в спокойном состоянии (до воздействия) и после звукового воздействия (громкая ритмическая музыка, как фактор стресса) показали, что для всех 10 сравниваемых интервалов (один испытуемый) критерий Лиллиефорса (граничное значение $p<0,05$ свидетельствует о ненормальном распределении), в четырех случаях демонстрирует отход от нормального распределения, для других же измерений у этого испытуемого динамика аналогичная – хаотическая. Более того, для многих других обследуемых (всего более 20-ти тысяч измерений кардиоинтервалов) картина приблизительно аналогичная: распределения переходят от нормальных к непараметрическим и обратно и это длится непрерывно и хаотически. Однако, главное даже не эта постоянная хаотическая игра с формой распределения. Главное то, что сами эти распределения постоянно изменяются: изменяются их средние значения $\langle x \rangle$ и статистические дисперсии D^* , их моды, медианы, изменяется всё. Такие биосистемы находятся в непрерывной вариации (а не флуктуации!), т.к. они хаотически изменяются.

Характерный пример из всех 20-ти тысяч измерений представлен в табл. 1.2. Имеем полную неопределенность в динамике поведения кардиоинтервалов (как и треморограмм, теппинграмм, миограмм), которая уже начинается с неопределенности вида функций распределения (игра идет между параметрическими и непараметрическими распределениями) и далее с попыткой идентификации различий меж-

ду группами. В нашем примере мы получили (для 4-х пар сравнения $p < 0,05$) соотношение 4/12, но есть и противоположные примеры 12/4 и много других примеров. Эти изменения наблюдаются непрерывно у каждого испытуемого, а значит, любые статистические результаты имеют ежесекундный для тремора (ежеминутный для кардиоинтервалов) характер изменения (хаотического!). В следующие интервалы времени всё будет другим, и достоверную информацию от статистических методов обработки подобных сигналов мы не получим. Все эти данные непрерывно изменяются.

Таблица 1.2

Характерный пример проверки статистической значимости различий в кардиоинтервалах (отрезки по 1 мин. каждый) испытуемого Х.А.С. с использованием критерия Вилкоксона до и после воздействия ритмичной музыки на испытуемого

	Ритмика 1	Ритмика 2	Ритмика 3	Ритмика 4
До 1	0,029142	0,213508	0,109309	0,334257
До 2	N 0,000092	0,005654	N 0,000898	N 0,000103
До 3	N 0,002480	0,138930	0,032560	0,182606
До 4	0,041258	0,527835	0,259575	0,583441

Традиционная детерминистская и стохастическая наука, ДСП – для подобных систем оказывается практически неэффективной. И.Р. Пригожин в своём обращении [14] это подчеркивал особым образом, говоря об уникальных системах. Для выхода из создавшегося положения мы ввели для биосистем аналог принципа неопределенности Гейзенберга и постулировали, что ВСС хаотически и непрерывно движется внутри некоторых *квазиаттракторов*, а статистические функции (и их характеристики) непрерывно мерцают [3-8,10-11, 21-22].

Расчёт объёмов КА мы производим исходя из его определения: *квазиаттрактор* – не нулевое подмножество Q фазового m -мерного пространства D ($l = \overline{1, m}$) динамической биологической системы, являющееся объединением всех значений $f_i(t)$ состояния БДС на конечном отрезке времени $[t_j, \dots, t_e]$ ($j \ll e$, где t_j – начальный момент времени, а t_e – конечный момент времени состояний БДС):

$$Q = \bigcup_{l=1}^m \bigcup_{i=j}^e f^l(t_i), \quad Q \neq \emptyset; Q \in D, \quad (1.6)$$

где m – количество координат x_i пространства измерений.

В качестве основной меры КА используется объем (V_G) области Q m - мерного пространства, внутри которого заключены все значения $f(t_i)$ состояния БДС в промежутке времени $[t_j, \dots, t_e]$:

$$V_G = \text{mes}(Q) = \prod_{i=1}^m \left(\max(f^l(t_j), \dots, f^l(t_e)) \right) \quad (1.7)$$

Оказалось, что V_G может характеризовать норму и патологию, экологический стресс и состояние психических функций человека. Более того, там, где статистика не показывает различий, параметры *квазиаттракторов* демонстрируют существенные отличия и служат мерой эффективности лечебных мероприятий или степени физической (психической) нагрузки.

Выводы

1. В живой природе существует огромное количество особых *систем третьего типа*, которые невозможно описать и прогнозировать в рамках детерминистских или стохастических (вероятностных) подходов.
2. Для таких систем справедлив некоторый аналог принципа Гейзенберга, когда интервалы изменений (вариационный размах) для каждой фазовой координаты Δx_i укладываются внутрь некоторого ограниченного объема *фазового пространства состояний* $V_G^{max} \geq mQ$, $i=1 \dots m$, где Δx_i – интервалы, внутри которых каждая x_i хаотически и непрерывно движется.
3. Параметры *квазиаттракторов* являются индивидуальной характеристикой исследуемой биосистемы и могут быть использованы в биологии, психологии, медицине для изучения статуса биообъекта (организма человека). Они характеризуют норму или патологию, реакцию организма на различные воздействия (в спорте, медицине и т.д.).
4. Биосистемы (организм человека) обладают особыми пятью свойствами и одно из них (эволюция организма) требует мониторинга параметров *квазиаттракторов* (желательно непрерывно).

Литература

1. Анохин П.К. Кибернетика функциональных систем. – М., Медицина, 1998. – 285 с.
2. Бернштейн Н.А. Биомеханика и физиология движений. / Под ред. В. П. Зинченко. – М.: Изд-во института практ. психологии; Воронеж: НПО “МОДЭК”, 1997.– 608 с.
3. Еськов В.М. Введение в компартментную теорию респираторных нейронных сетей.– М.: Наука, 1994.
4. Еськов В.М. Автоматическая идентификация дифференциальных уравнений, моделирующих нейронные сети. // Измерительная техника – № 3 – 1994. – С. 52–57.
5. Еськов В.М., Филатова О.Е. Компьютерная идентификация иерархических компартментных нейронных сетей // Измерительная техника. – 1994. – № 8. – С. 27–30.
6. Еськов В.М., Кулаев С.В., Попов Ю.М., Филатова О.Е. Применение компьютерных технологий при измерении неустойчивости в стационарных режимах биологических динамических систем // Измерительная техника.– 2006.– № 1.– С. 40–45.
7. Еськов В.М., Хадарцев А.А., Еськов В.В., Филатова О.Е. Особенности измерений и моделирования биосистем в фазовых пространствах состояний // Измерительная техника.– 2010. – № 12. – С. 53–57.
8. Еськов В.М., Еськов В.В., Филатова О.Е. и др. Особые свойства биосистем и их моделирование // Вестник новых медицинских технологий.– 2011.– Т. XVIII, №3.– С. 331–332.
9. Еськов В.М., Хадарцев А.А., Еськов В.В., Джумагалиева Л.В. Наука о живом и философия живого в интерпретации В.И. Вернадского и современной теории хаоса-самоорганизации как основа третьей парадигмы естествознания // В.И. Вернадский и ноосферная парадигма развития общества, науки, культуры, образования и экономики в XXI веке / Под науч. ред. А.И. Субетто и В.А. Шамахова. В 3-х томах. Том 2. – СПб.: Астерион, 2013.– С. 188–208.
10. Еськов В.М., Карпин В.А., Еськов В.В. и др. Методы многомерных фазовых пространств в оценке эффективности лечения артериальной гипертензии // Системный анализ и управление в биомедицинских системах.– 2013.– Т.12, № 3.– С. 622–627.
11. Гавриленко Т.В., Еськов В.М., Хадарцев А.А., Химикина О.И., Соколова А.А. Новые методы для геронтологии в прогнозах долгожительства коренного населения Югры // Успехи геронтологии.– 2014.– Т. 27, № 1.– С. 30–36.

12. Иваницкий Г.Р. Выражи закономерностей. Правило БИО – стержень науки / Под ред. А.Б. Медвинского.– М.: Наука, 2011.– 327 с.
13. Интервью с С.П. Курдюмовым // Вопросы философии.– 1991.– № 6.– С. 53–57.
14. Пригожин И.Р. Философия неустойчивости (перевод Я.И. Свиридова) // Вопросы философии.– 1991.– № 6.– С. 47–52.
15. Синергетике – 30 лет: Интервью с Г. Хакеном // Вопросы философии.– 2000.– № 3.– С. 53–61.
16. Хорган Дж.. Конец науки: Взгляд на ограниченность знания на закате Века Науки / СПб.: Амфора, 2011. – 479 с. (Horgan J. THE END OF SCIENCE facing the Limits of Knowledge in the Twilight of the Scientific Age 1996)
17. Шмальгаузен И. И. Факторы эволюции (теория стабилизирующего отбора). М.-Л., Изд-во АН СССР, 16-я тип. треста Полиграфкнига в Москве, 1946.– 396 с.
18. Шмальгаузен И.И. Кибернетические вопросы биологии / Под общ. ред. и с предисл. Р. Л. Берг и А. А. Ляпунова.– Новосибирск: Наука, сиб. отделение.– 1968.– 224 с.
19. Churchland M. et al. Neural population dynamics during reaching // Nature.– 2012. – Vol. 487.– P. 51–58.
20. Eskov V.M. Models of hierarchical respiratory neuron networks // Neurocomputing, 1996.– Vol.11, № 2–4.– P. 203–226.
21. Eskov V. M. e. a. Computer technologies in stability measurements on stationary states in dynamic biological systems // Measurement Techniques.– 2006.– Vol. 49, №1.– P. 59–65.
22. Eskov V.M., Filatova O.E. et al. Characteristic features of measurements and modeling for biosystems in phase spaces of states // Measurement Techniques (Medical and Biological Measurements).– 2011.– Vol. 53, № 12.– P. 1404–1410.
23. Eskov V.M., Eskov V.V., Filatova O.E. et al. Two types of systems and three types of paradigms in systems philosophy and system science // J. Biomedical Science and Engineering.– 2012.– Vol. 10.– P. 602–607.
24. Eskov V.M., Gavrilenko T.V., Kozlova V.V. and et al. Measurement of the dynamic parameters of microchaos in the behavior of living biosystems // Measurement techniques.– 2012.– Vol. 55, Issue 9.– P. 1096–1101.
25. Eskov V.M., Khadartsev A.A., Eskov V.V. and et al. Chaotic approach in biomedicine: Individualized medical treatment // J. Biomedical Science and Engineering.– 2013.– Vol. 6.– P. 847–853.

26. Eskov V.M., Khadartsev A.A., Eskov V.V. and et al. Quantitative Registration of the Degree of the Voluntariness and Involuntariness (of the Chaos) in Biomedical systems. // Journal of analytical Sciences, Methods and Instrumentation.– 2013.– Vol. 3.– P. 67–74.
27. Eskov V. M. Evolution of the emergent properties of three types of societies: the basic law of human development // Emergence: Complexity & Organization.– 2014.– Vol. 16 (2).– P. 109–117.
28. Gell-Mann M. Fundamental Sources of Unpredictability // Complexity.– 1997.– Vol. 3, №1.– P. 9–13.
29. Haken H. Principles of brain functioning: a synergetic approach to brain activity, behavior and cognition // Springer.– 1995.– P. 349.
30. Hill A.V. Why biophysics? // Science.– 1956.– Vol. 124, № 3234.– P. 1233–1237.
31. Hill, Mechanics of Muscular Contraction [Russian translation], Mir, Moscow. 1972.
32. Ivanitskii G.R. 21st century: What is life from the perspective of physics? // Physics – Uspekhi (Advances in physical sciences).– 2010.– Vol. 53, №4.– C. 327–356.
33. Mayr E.W. What evolution is / Basic Books; New York, 2001.– 349 p.
34. Prigogine I. The philosophy of instability // Futures.– 1989.– P. 396–400.
35. Prigogine I.R. The Die Is Not Cast // Futures. Bulletin of the World Futures Studies Federation.– 2000.– Vol. 25, № 4.– P. 17–19.
36. Rashevsky, N. Mathematical Biophysics: Physico-Mathematical Foundations of Biology // Dover.– 1960.– Vol.1, №2.– P. 56–61.
37. Schrödinger E. What is Life? The Physical Aspect of the Living Cell. – Cambridge: University Press, 1944. Русский перевод: Э. Шрёдингер. Что такое жизнь? Физический аспект живой клетки.– 3-е изд.– Ижевск: ПХД, 2002.
38. Smolyaninov V.V. On the origins of some debatable biophysical conceptions (What life is from different points of view) // Biophysics.– 2010.– T. 55, № 3.– C. 513–523.
39. Weaver W. Science and Complexity. Rokfeller Foundation, New York City // American Scientist.– 1948.– Vol. 36.– P. 536–544.

РАЗДЕЛ II

КИНЕМАТИКА БИОСИСТЕМ КАК ЭВОЛЮЦИЯ – ОСНОВА СОВРЕМЕННОЙ БИОФИЗИКИ И АНАЛОГ МЕХАНИКИ НЬЮТОНА

Традиционно считается, что физика начала свое формирование как наука с основных понятий и законов, сформулированных И. Ньютоном. Кинематика поступательного движения отдельных физических тел (исходно рассматривалось движение *материальной точки* (МТ), а затем и динамика движения) включала в себя фундаментальные понятия координат МТ, скорости – v и ускорения – a движения точки и тела (как совокупности МТ). При этом любые измерения кинематических характеристик уже сложных физических или даже биомедицинских систем, в общем случае, могут происходить в некотором ФПС, простейшее из которых может включить в себя именно эти три координаты измерения *вектора состояния системы* в виде $x = x(t) = (x_1, x_2, x_3)^T$. В таком ФПС для любой биомеханической системы $x_i(t)$ – реальная координата МТ (можно рассматривать движение по одной координате x в простейшем случае), $x_2 = dx/dt = v(t)$ – скорость и $x_3 = dx_2/dt = a(t)$ – ускорение движения как физической МТ, так и сложной биосистемы. В общем случае мы будем иметь девятимерное фазовое пространство ($m=9$) при регистрации движения МТ в реальном физическом пространстве x, y, z . Для сложных биосистем тоже можно ввести аналоги координат x_i , но они имеют другой (не физический) смысл и тогда размерность ФПС $m \geq 3$.

2.1. Базовые кинематические принципы организации биосистем с позиций физики и теории хаоса – самоорганизации

Любые кинематические уравнения для точки или физического тела, как совокупности МТ, должны включать в себя задания начальных параметров движения, т.е. должно быть определенное значение $x(t_0)$ – координаты МТ в ФПС в начальный момент времени $t = t_0$, и необходимо знать траекторию движения МТ в ФПС. Такая траектория позволяет сравнивать динамику точки в ФПС реальную и теоретическую, получаемую из уравнений движения. Это является фундаментом всего детерминистского подхода в физике и механике в том числе. Реальный физический эксперимент дает подтверждение (или опровержение) правильности используемых уравнений, возможности

их применения для других экспериментов в похожих условиях. В крайнем случае, движение МТ будет представлено статистическими функциями распределения $f(x)$ для каждой координаты x_i в каждой точке ФПС. Чаще всего определяется $f(x)$ для конечного положения МТ в ФПС в виде $x(t_k)$. Иным словами можно не наблюдать многократно динамику системы в ФПС, а просто наблюдать (при повторях испытаний) конечное состояние ВСС в ФПС и по получаемой выборке находить $f(x)$ для конечного состояния $x(t_k)$ всего $x(t)$.

Задание $x(t_0)$ и описание $x(t_k)$ в виде уравнений (кинематики или динамики) должно происходить точно (это идеальная теоретическая конструкция в рамках детерминизма) или в рамках статистических функций распределения $f(x_k)$. Однако, и в случае детерминистского моделирования (точные уравнения кинематики и динамики), и в случае стохастического описания движения (для конечного состояния МТ в ФПС) нам необходимо точно задавать начальное значение вектора состояния системы $x(t_0)$. Если $x(t_0)$, как и любое промежуточное состояние ВСС в ФПС в виде $x_i(t_k)$, а также конечное состояние $x(t_k)$ невозможно экспериментально повторить (последнее хотя бы в рамках функции распределения $f(x)$), то мы имеем дело с уникальными объектами, про которые И.Р. Пригожин в своем предсмертном обращении к потомкам («The Die is not Cast»[1]) говорил: «Уникальные системы не являются объектом науки». Оказывается, что многие компоненты вектора гомеостаза организма человека в ФПС демонстрируют такие уникальные свойства, когда $dx/dt \neq 0$ непрерывно, а $f(x)$ тоже непрерывно изменяется (опыт невозможно повторить даже в рамках стохастики). При непрерывном и многократном повторении динамики процесса (гомеостаза) и непрерывном мониторинге ВСС $x(t)$ мы будем наблюдать череду изменяющихся $f(x)$ для каждой отдельной выборки, даже если эти выборки будут получаться подряд у одного и того же организма (испытуемого) – это главное свойство всех сложных систем, СТТ [2–8].

Если мы для таких особых СТТ (*complexity*), к которым относятся многие биосистемы, а также социальные, экономические, политические системы (и биосфера Земли в целом), введем аналог принципа Гейзенберга [12], то возникает вопрос о невозможности описания этих сложных систем (*complexity*) в рамках детерминистского или стохастического подходов. Такие системы полностью неопределенны (на любом интервале времени T) и мы их точно (или даже прибли-

женно) не можем описывать, они не прогнозируемы и уникальны (как отмечал И.Р. Пригожин) [2], их невозможно моделировать в рамках детерминизма или стохастики [5–8]. Как описывать такие уникальные системы и может ли быть построена кинематика их движения в ФПС?

Действительно, если мы не можем повторить начальное состояние ВСС в ФПС в виде $x(t_0)$, то о каких уравнениях движения (детерминистский подход) или статистических функциях распределения $f(x)$ можно говорить? Уравнения движения и $f(x)$ должны у СТТ непрерывно изменяться и любой отрезок динамики $x(t)$, выбранный в виде мгновенной реализации на отрезке времени Δt , будет частной реализацией из некоторого теоретически равномерного распределения таких уравнений движения или функций распределения. Все будет непрерывно изменяться, именно для таких биосистем – СТТ мы будем применять принцип неопределенности для координат x_1, x_2, x_3 их ВСС в ФПС. Это составляет основу второго свойства (принципа организации) *систем третьего типа (complexity)*, о которых пытался сказать первоначально, 65 лет назад, W. Weaver [9], а затем и Г. Хакен в своей синергетике [10] и которые четко себе представлял И.Р. Пригожин, отрицая возможность редукционизма при изучении *complexity* [1, 2].

Тогда возникает три базовых вопроса в отношении СТТ: 1 – что считать за их начальное состояние (?); 2 – что такое (и существует ли оно вообще) их стационарное состояние (?); 3 – что является движением (как описывать скорость и ускорение) для них (?). Это очень простые с физической точки зрения вопросы (с позиции кинематики) в отношении СТТ о характере и способах измерения движения ВСС для СТТ. Согласно аналогу принципа Гейзенберга для биосистем (*complexity*), для таких систем всегда (постоянно!) выполняется неравенство $dx/dt \neq 0$. Это означает фундаментальное (якобы кинематическое) свойство всех живых систем: они находятся в непрерывном и хаотическом движении, они «*flickering systems*». Поэтому мы сейчас можем выдвинуть фундаментальное утверждение: жизнь – это непрерывный тремор (причем для всех координат гомеостаза). Как тогда описывать такие движения и что такое движение СТТ (их ВСС в ФПС)? Сразу отметим, что 1-й закон Ньютона для СТТ невыполним, т.к. многие их движения в ФПС могут проходить без участия сторонних тел (сил, систем), за счет внутренних перестроек. СТТ не являются физическими системами, у них другие законы движения, но аналогии с физикой всё-таки имеются!

В серии наших предыдущих публикаций [3,5-8] уже были представлены особые принципы организации биосистем (*complexity*), которые включают в себя фундаментальный принцип системности. Последний, в 1969 году, Н. Накен положил в основу синергетики: мы не изучаем отдельные элементы системы, т.к. динамики поведения отдельных элементов системы интегрируются. Важна динамика поведения всей системы. Сразу отметим, что в физике твердого тела движение его МТ (входит в состав тела) имеет значение, и по нескольким точкам мы можем судить о движении тела. Для СТТ это несправедливо. Один элемент (или несколько) никак не определяет движение ВСС в ФПС для СТТ. В этом заключено первое важное отличие биосистем (СТТ) от физических тел. В научных публикациях много внимания уделяется именно отличию физики от биофизики, мы сейчас это выделим особо.

Этот тезис – основа постулата синергетики Н. Накен [10] и он является 1-м принципом организации СТТ в ТХС. Напомним, что этот принцип (тезис) применим для однородных систем (в синергетике это не акцентируется и Г. Хакен здесь ошибался). Если система иерархическая, то динамика поведения иерарха (одной точки из многих) должна задать динамику всей системы. Фактически, этот принцип был положен за основу в новой *компарментно-кластерной теории биосистем*. В рамках ККТБ было получено много новых результатов (идентификация степени синергизма, новая теория устойчивости биосистем с компарментной организацией, теория эволюции биосистем). Однако, ККТБ базируется все-таки на детерминистских уравнениях и она не учитывает в явном виде принцип организации СТТ. При этом, она является на сегодня единственной переходной теорией от детерминизма к изучению СТТ, моделированию их реальных свойств в рамках ТХС. Более того, эта теория может описывать эволюцию реальных биосистем, например, болезнь Паркинсона [11], что до этого в рамках детерминизма было невозможно.

Этот 2-й принцип СТТ является принципиальным и фундаментальным для всех биосистем, для всего их гомеостаза. Во-первых, из-за их подобия квантово-механическим системам, т.к. он является некоторой аналогией принципа неопределенности Гейзенберга. Во-вторых, он сразу переводит любую теорию, описывающую СТТ, в класс особых теорий, которые отличны от детерминистских и стохастических теорий, принятых в современной науке. Как было сказано в предисловии, мы теперь не можем использовать любые функцио-

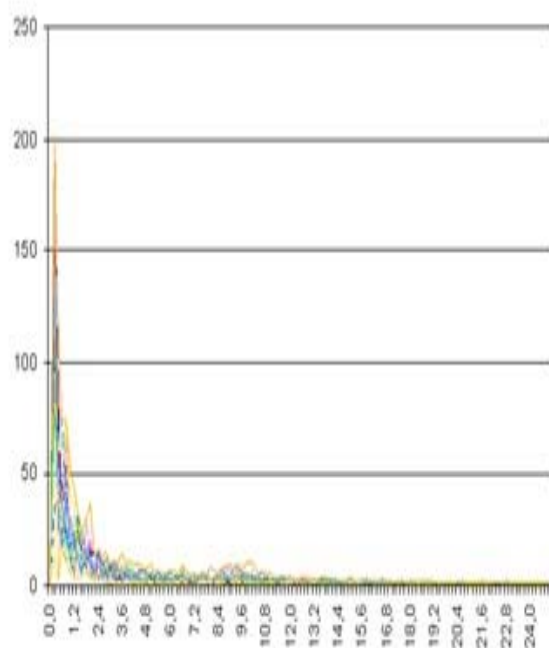
нальные уравнения и статистические функции распределения $f(x)$ для описания СТТ, т.к. непрерывно $dx/dt \neq 0$, а $f(x)$ тоже непрерывно изменяется. Все эти уравнения и $f(x)$ будут теперь иметь ретроспективное значение. Это означает, что они имеют смысл только для разового описания уже произошедших событий. Будущее для СТТ в рамках детерминизма и стохастики описывать невозможно. Мы всегда имеем полную неопределенность в конечном состоянии ВСС $x(t_k)$, как в классической теории хаоса В.И. Арнольда. Более того, мы не можем однозначно повторить и начальные значения ($x(t_0)$) и промежуточные значения ($x_i(t)$) любого ВСС для любой СТТ. Фактически, имеется некоторая аналогия с физической относительностью движения. Но здесь важна не система отсчета, а принцип движения всей системы. Движение любого элемента системы относительно, в том смысле, что оно не имеет информационного смысла (его можно просто не замечать), если он движется внутри системы, кластера, компартмента. Однако и конкретное состояние ВСС в любой момент времени тоже не имеет смысла, т.к. это будет одна реализация из бесконечного числа реализаций, СТТ – это уникальные системы [1, 2] и конкретное значение ВСС $x(t)$ в данный момент времени не может представлять всю область движения СТТ в ФПС (т.е. *квазиаттрактор* в целом).

Мы имеем дело с полностью неопределенными системами (СТТ подобна квантовой частице, траекторию движения которой в ФПС мы не можем произвольно повторить). К этим системам относится любая биомеханическая система, так как конкретную траекторию движения (например, конечности) в реальном фазовом пространстве повторить невозможно в принципе. В каждой точке пространства тело (конечность) может демонстрировать постуральный тремор, который не имеет повторяемости $x(t_0)$ ни в статическом, ни в динамическом смысле, т.к. все другие состояния $x(t)$ невозпроизводимы произвольно. Фактически, каждое движение и каждое положение тела (конечности) в пространстве не может быть произвольным, т.к. любое движение человек повторить произвольно не в состоянии. Произвольность любого движения (включая и тремор) ограничивает *квазиаттрактор*, и только! Тремограмма любого человека уникальна и неповторима в пространстве и во времени. Любой временной участок тремора будет иметь свою особую функцию распределения $f(x)$, свои особые *амплитудно-частотные характеристики* (АЧХ), особые автокорреляционные функции. Динамика $x(t)$ не имеет положительных экспонент Ляпунова, автокорреляционные функции хаотически изменяются во времени (не сходятся к нулю) и даже свойство перемеши-

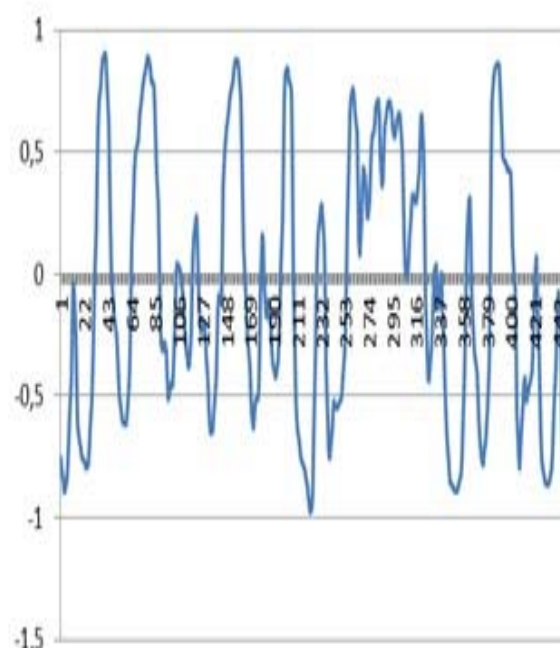
вания на ограниченном интервале времени T измерения СТТ не будет подтверждено. Мы будем иметь набор непрерывно изменяющихся статистических функций $f(x)$ и других характеристик, принятых в традиционной науке. Хаос СТТ существенно отличен от хаоса физических систем, который можно моделировать. Известные методы физики, принятые в кинематике для описания движения МТ или тела, не могут быть применены для описания движения СТТ в ФПС, но по аналогии с физикой мы всё-таки представим движение СТТ в ФПС.

В качестве примера всему сказанному представим суперпозицию 30-ти АЧХ (рис. 2.1) и матрицу проверки по критерию Вилкоксона (попарное сравнение, табл. 2.1) 10-ти функций распределения $f(x)$ для последовательно регистрируемых треморограмм (по 5 сек) у одного испытуемого, находящегося в неизменных физиологических условиях. Отметим, что все его параметры гомеостаза укладывались в 5% вариаций, т.е. биологически человек находится в стационарном состоянии. Очевидно, что АЧХ образует при суперпозиции некоторую фазовую область (в координатах А-амплитуда и ν -частота), а критерий Вилкоксона может иногда показать возможность отнесения двух статистических функций $f(x)$, а также их выборок, к одной генеральной совокупности (в наших более 1000 измерений это было менее 5%). Но обычно тремор генерирует неповторимые выборки $x(t)$ и неповторимые функции $f(x)$ в ФПС вектора $x = (x_1, x_2, x_3)^T$. Мы можем сравнивать треморограммы у 15-ти разных испытуемых или даже у одного испытуемого, но находящегося в одинаковых или разных физиологических условиях – результат один: 3–5% совпадений $f(x)$. Этот результат мы получали для кардиоинтервалов, теппинга, миограмм, биохимических параметров крови и для других параметров гомеостаза.

Подобные результаты мы получали при анализе более 20000 электрокардиограмм (кардиоинтервалов), электромиограмм, электронейрограмм и любых других параметров гомеостаза (включая и колебания биохимических параметров крови и других биологических систем) у одного и того же человека за короткий промежуток времени (и тем более на длительных интервалах T) или для разных людей. Тем более нет статистических совпадений таких параметров у разных людей при их сравнении, если всё это сравнить с позиций детерминизма или стохастики. Очень редко $f(x)$ может совпадать и это всё случайно, без закономерностей (рис. 2.1 и табл. 2.1). Мы имеем полную неопределенность будущего состояния СТТ, так как прогнозировать $f(x)$ невозможно (в примере таблицы 2.1 имеется только одна пара, принадлежащая одной генеральной совокупности).



A



B

Рис. 2.1. Амплитудно-частотная характеристика 30-ти треморограмм одного испытуемого при последовательной (5 сек) регистрации – *A* и вид автокорреляционной функции $A(t)$ для одной треморограммы – *B*, испытуемый Б.Д.А. (*A* – амплитуда колебаний $A(t)$)

Таблица 2.1

**Попарное сравнение по критерию Вилкоксона (при $p < .05$)
(испытуемый ВЮ1 эксперименты 1-10) при регистрации
треморограмм**

	ВЮ1_1	ВЮ1_2	ВЮ1_3	ВЮ1_4	ВЮ1_5	ВЮ1_6	ВЮ1_7	ВЮ1_8	ВЮ1_9	ВЮ1_10
ВЮ1_1		0,0346	0,0070	0,0000	0,0165	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
ВЮ1_2	0,0346		0,0026	0,0080	0,0025	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
ВЮ1_3	0,0070	0,0026		0,0000	0,0027	0,0001	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
ВЮ1_4	0,0000	0,0080	0,0000		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
ВЮ1_5	0,0165	0,0025	0,0027	0,0000		0,4635	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
ВЮ1_6	0,0000	0,0000	0,0001	0,0000	0,4635		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
ВЮ1_7	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000		0,0000	0,0000	0,0000
ВЮ1_8	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000		0,0000	0,0000
ВЮ1_9	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000		0,0000
ВЮ1_10	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	

Это второй принцип организации биосистем (свойство мерцания – *glimmering* (или *flickering*) *property*) выводит их из пространства традиционной науки и делает СТТ похожими на квантовые частицы.

Однако, при этом имеются и определенные закономерности у СТТ, которые обусловлены свойствами их самоорганизации. Хаос и самоорганизация (попытки организации порядка) – это две стороны существования любой живой системы, это базовое свойство жизни. Можно говорить (как И.Р. Пригожин) о порядке из хаоса, но мы сейчас говорим: жизнь это непрерывный тремор ВСС в ФПС, т.е. борьба хаоса и самоорганизации, которая, однако, существенно отличается от термодинамического равновесия. Это не броуновское движение, здесь нет флуктуаций вокруг средних значений, возможны выходы за 3, 10 и даже 20 сигм, это хаос и самоорганизация. Именно это и имели в виду Н. Бернштейн и П. Анохин [11, 12].

Третьим и четвёртым принципами организации СТТ являются их эволюция и телеологическое движение ВСС в ФПС. Кроме хаотического движения их ВСС в ФПС это движение имеет некоторый вектор развития. Такая эволюция ВСС может происходить при возрастных изменениях, под действием факторов среды (экологических факторы, переезды), при заболеваниях. Фактически, вся медицина призвана изучать эту эволюцию, но сейчас она это делает в рамках стохастики, что совершенно ошибочно. Эволюция СТТ может описываться скоростью эволюции в фазовом пространстве, как и любое механическое движение, а расчёт таких кинематических параметров мы представляем в настоящей книге. Однако, главное в таком эволюционном движении – это её направление. Эволюция в некотором смысле телеологически предопределена. Внутренние механизмы самоорганизации задают вектор развития процесса и предполагаемое конечное состояние. Например, процесс старения и смерти каждого человека не имеет детерминистских или стохастических закономерностей, но он уже при рождении предопределен для каждого человека (генетика, образ жизни и т.д.). Эта предопределенность базируется на внутренних механизмах самоорганизации СТТ, внутренних свойствах биосистемы, на телеологической эволюции [8, 12].

Этот факт (принцип) является четвертой особенностью СТТ, так как их эволюция направлена на некоторое конечное состояние [8]. Но это состояние задаётся не точкой в ФПС, а некоторой областью фазового пространства, которое мы определяем как КА. Для любой квантовой частицы тоже существует свой *квазиаттрактор* в виде прин-

ципа Гейзенберга и он зависит от энергии и других параметров квантовой частицы. Этот КА мы можем точно определить, если только искусственно и специально будем задавать *внешние управляющие воздействия* (ВУВ). В квантовой механике тоже имеются внешние воздействия, которые изменяют состояние частицы. Однако, эти ВУВ в медицине задают врачи путём фармакотерапии, хирургических или физиотерапевтических воздействий и мы научились измерять их эффективность на основе измерений параметров КА. Конечный, финальный *квазиаттрактор* может задать и сам человек (об этом писал Н. Амосов и В.П. Скулачёв в своих публикациях), если сам будет стараться организовать правильный образ жизни, употреблять некоторые препараты (SkQ_1), то есть искусственно создавать ВУВ. Они могут отодвинуть старение или попадание человека в смертельный *аттрактор* (нахождение в нём заканчивается летальным исходом). Таким образом, эволюция для СТТ частично управляема. Эти управления может задавать сам человек или другие люди (медики), но они требуют научного обоснования, т.е. наука приобретает другой смысл: от наблюдения – к управлению.

В целом, эволюция и её конечное (телеологически определенное для каждого человека) состояние любой биосистемы может и должно быть изучено и смоделировано в рамках *квазиаттракторов*. Это новое направление в геронтологии мы сейчас активно развиваем [13]. При этом мы должны рассчитывать объёмы КА, координаты их центров, а также скорости движения этих центров в ФПС. Иными словами, мы будем говорить о кинематике СТТ, об особенностях их движения в ФПС. При этом всегда надо иметь в виду возможность и реальность пятого свойства СТТ – постоянная возможность выхода координат x_i за пределы трёх, десяти и даже двадцати сигм. Именно об этом говорил Н. Талеб в своей известной книге при описании кризиса 1987 года (выход за 20 сигм) [14].

Пятое свойство объясняет огромную надежность биосистем, которая не имеет аналогов в физике и технике в принципе. Сердце может остановиться на длительное время (выходить далеко за 20 сигм при клинической смерти) и потом опять забиться. Любой параметр гомеостаза может внезапно выйти за пределы трёх сигм, что в статистике уже отбрасывается. В физике, технике такие гигантские выбросы могут привести к разрушению системы, переходу в новое качество. Однако, биосистемы такие гигантские отклонения демонстрируют очень часто. Социальные системы тоже подвержены этому. Вопреки

религии, нормам морали и нравственности, люди устраивают войны, освенцимы и бухенвальды, уничтожают (сжигают) себе подобных людей, бомбят мирные города. Но потом это всё-таки восстанавливается опять в какие-то *квазиаттракторы* (нормы поведения). Более того, все гениальные люди выходят за пределы 10 или 20 сигм по своим интеллектуальным (и другим) возможностям. И имеются люди, выдерживающие прохождение тока в 1 А через организм, когда обычные люди не выдерживают и 50 мА. Имеются другие примеры уникальных способностей человека: таких, что только один человек из миллиарда может их продемонстрировать, а это частота события $P^*(A) \leq 10^{-9}$.

В целом, все биосистемы, а также социальные, политические системы, биосфера Земли и организм отдельного человека, его сознание и мышление находятся в непрерывном хаотическом движении, для которого характерно $dx/dt \neq 0$, а параметры конечного квазиаттрактора не определены (для конкретного индивидуума!). Все пять принципов [3, 4, 8] организации таких СТТ выходят из области детерминистского и стохастического описания, приближают их динамику поведения к квантовым объектам с их принципом неопределенности, но неопределенность СТТ более разнообразная, чем у физических систем. Это разнообразие базируется на непрерывно изменяющихся свойствах систем самоорганизации, их хаотической динамики ВСС, но в пределах самоорганизации. Последнее и порождают огромное многообразие в кинематике движения ВСС в ФПС. Более того, у СТТ нет стационарных режимов, точек покоя ВСС в ФПС, но они эволюционируют, телеологически движутся в ФПС. Рассмотрим эту проблему более подробно.

2.2. Стационарные режимы и движения СТТ. Их отличия от физических систем

Главный вывод из всего сказанного выше – это отсутствие у СТТ условий, при которых мы бы могли говорить о каком-то подобии двух любых состояний. А если говорить более узко – о каком-то (даже коротком) устойчивом состоянии на отрезке Δt их ВСС в ФПС. Очевидно, что если бы у СТТ были стационарные режимы, то есть отсутствовала бы скорость изменения любых координат и их $x(t)$ демонстрировал бы на интервале Δt условие $dx/dt = 0$, то это была бы или патология или уже смерть и переход в термодинамическое равнове-

сие. Для СТТ всегда $dx/dt \neq 0$ и с физической точки зрения у них нет точек покоя. Для таких систем в физике (но при условии задания произвольного повторения начального состояния $x(t_0)$) используется стохастический подход, когда опыты повторяются и в пределах неизменности функций распределения $f(x)$ мы говорим о неизменности состояния физической системы. При этом динамика процесса будет разная и конечные состояния $x(t_k)$ будут тоже отличаться, но для них мы можем определить функции распределения и сделать заключение о неизменности системы (процесса), если $f(x)$ не изменяются (с условием, в пределах доверительных вероятностей β или уровней значимости α). Статистика, с определенным условием, может констатировать неизменность состояния системы, её механизмов, структуры и свойств (в пределах α и β).

В естествознании активно используются, как базовые, эти два подхода для идентификации стационарных режимов: или $dx/dt = 0$ или $f(x)$ условно не изменяется. Фактически, эти же требования мы используем и при идентификации схожести (однотипности) двух систем или процессов, если по своим параметрам они показывают одинаковость x_i , т.е. $x_i^1 = x_i^2$ по всем $i=1, 2, \dots, m$ для 1-го (x_i^1) и 2-го (x_i^2) процессов или объектов. Иными словами, понятие стационарного режима в терминах ВСС и ФПС обеспечивает идентификацию схожести (подобия) систем, объектов, процессов. Поэтому мы особым образом выделяем это понятие (стационарные режимы) для СТТ, т.к. они не могут демонстрировать ни $dx/dt = 0$, ни сохранение функций распределения $f(x)$ для любой биосистемы даже на коротком интервале времени Δt . Однако, классический подход в оценке стационарных режимов СТТ невозможен.

Всё течёт и всё изменяется – это утверждение древних греков полностью применимо для СТТ и сейчас это приобретает конкретный физико-математический смысл. Этот смысл выражается в виде аналога принципа Гейзенберга для СТТ: движение ВСС в пределах КА (ограниченных объёмов ФПС), в виде кинематических характеристик КА, в виде особого типа хаоса, особого понимания стационарных режимов движения ВСС, в виде особых пяти свойств СТТ и отсутствия повторяемых начальных параметров ВСС, т.е. $x(t_0)$ невозможно воспроизвести произвольно. Всё это сразу выводит СТТ из области ДСП-подходов в их описании и переводит науку об СТТ в *третью пара-*

дигму, которая должна описывать любые СТТ с их необычными свойствами.

Итак, для СТТ мы имеем непрерывное $dx/dt \neq 0$ и непрерывный калейдоскоп изменений $f(x)$, что с позиций ДСП говорит о полном отсутствии стационарных режимов. Действительно, распределения $x(t)$ для треморограмм (кардиоинтервалов, миограмм, теппинграмм и т.д.) происходят таким образом, что их функции распределения $f(x)$ (а с ними и АЧХ, автокорреляционные функции) непрерывно изменяются. Значит, любые детерминистские или стохастические модели будут непрерывно изменяться и остаётся единственное постоянство, которое возникает за счёт процессов самоорганизации. Речь идёт о параметрах *квазиаттракторов*, т.е. объёмов ФПС, внутри которых непрерывно и хаотически движется вектор состояния любой сложной системы. При этом остаётся проблема определения меры такого постоянства, т.е. при каких величинах изменения параметров КА можно считать, что СТТ находится в стационарном режиме? Очевидно и в стохастике мы не можем считать $x(t)$ неизменным (в смысле $x(t_k)=const!$), но там $f(x)$ может существенно не изменяться. Для систем, находящихся в непрерывном хаосе ситуация резко усложняется, т.к. $dx/dt \neq 0$ и $f(x)$ непрерывно меняется. Где критерий устойчивости (или лучше сказать одинаковости) хаоса для СТТ?

Как показали наши многочисленные измерения тремора, теппинга, кардиоинтервалов, нейрограмм, электроэнцефалограмм, миограмм (всего более 20000 измерений и обработок этих данных), за счёт самоорганизации удерживаются размеры и другие параметры *квазиаттракторов*. Хотя при этом все-таки параметры $x(t)$ также пребывают в непрерывном хаотическом движении. Здесь следует различать микрохаос в пределах КА и макрохаос, когда сам *квазиаттрактор* (его центр) целенаправленно и телеологически движется в ФПС к некоторому предельному состоянию СТТ (финальному КА). Для такого особого движения (эволюции) мы можем ввести понятие скорости и ускорения движения. В частности, для целого рода биосистем (например, в геронтологии) нами было установлено, что в среднем возрасте скорость движения *квазиаттрактора* параметров ССС организма человека почти постоянна ($V_{КА}=const$), но при приближении к старости появляется ускорение ($a > 0$), которое для каждого человека различно (есть люди быстро стареющие, а другие обследуемые старели медленно).

Рассмотрим основные критерии ненулевой скорости движения центра *квазиаттрактора* и критерии существенного или несущественного изменения объёма *квазиаттрактора* V_G . Сразу отметим, что этот объём КА мы находим как произведение вариационных размахов Δx_i по каждой координате x_i , т.е. $\Delta x_i = x_{i\max} - x_{i\min}$ (разность крайне правой координаты $x_{i\max}$ и крайне левой координаты $x_{i\min}$ на оси x_i). Одновременно координаты центра *квазиаттрактора* x_i^c можно найти из уравнения: $x_i^c = x_{i\min} + ((\Delta x_i)/2) = (x_{i\max} + x_{i\min})/2$. Иными словами объём V_G будем определять из (2.1):

$$V_G = \prod_{i=1}^m \Delta x_i, \quad (2.1)$$

а координаты центра КА x_i^c находятся из уравнения 2.2.

$$x_i^c = (x_{i\max} + x_{i\min})/2. \quad (2.2)$$

Для дальнейших рассуждений представим определение КА в рамках традиционных математических понятий.

Квазиаттрактор – не нулевое подмножество Q фазового n -мерного пространства D $l = \overline{1, m}$ БДС, являющееся объединением всех значений $f(t_i)$ состояния БДС на конечном отрезке времени $[t_j, \dots, t_e]$ ($j \ll e$, где t_j – начальный момент времени, а t_e – конечный момент времени состояний БДС)

$$Q = \bigcup_{l=1}^m \bigcup_{i=j}^e f^l(t_i), \quad Q \neq 0; Q \in D, \quad (2.3)$$

где m – количество координат x_i пространственных измерений.

В качестве основной меры *квазиаттрактора* используется объём (V_G) области Q m -мерного пространства, внутри которого заключены все значения $f(t_i)$ состояния БДС на промежутке времени $[t_j, \dots, t_e]$

$$V_G = \text{mes}(Q) = \prod_{i=1}^m (\max(f^l(t_j), \dots, f^l(t_e))). \quad (2.4)$$

На основании понятия КА, можно ввести критерий существенных или несущественных различий в параметрах изменения положения центра *квазиаттрактора* и объёмов многомерных КА. Точку отсчёта для существенных изменений объёмов мы будем определять как двухкратное изменение объёма КА биосистемы, если мы сравниваем

объём КА до воздействия (до изменений) – V_G^1 и объём КА после воздействия (изменения) – V_G^2 . Иными словами, если $1/2 \leq V_G^1/V_G^2 \leq 2$, то изменения V_G будут несущественными (например, в пределах вариационных размахов). Если же

$$V_G^1/V_G^2 \geq 2 \text{ или } V_G^1/V_G^2 \leq 0,5, \quad (2.5)$$

то будем говорить о существенном изменении биосистемы по параметрам объёма КА. Таким образом, объём V_G^2 может уменьшиться в 2 раза (и более) или увеличиться в 2 раза (и более) по отношению к исходному V_G^1 и мы будем говорить о значимых изменениях в состоянии биосистемы по параметрам изменения объемов *квазиаттракторов*. Такие существенные изменения мы наблюдаем в геронтологии.

Движение центра КА рассчитывается покоординатно. Если по всем координатам x_i мы имеем смещение центра x_i^{c2} на величину R_i^* , превышающую сумму половин исходного вариационного размаха $\Delta x_i^1/2 + \Delta x_i^2/2$ (т.е. центр после смещения вышел за пределы $\Delta x_i^1/2$ размеров исходного радиуса $r_i^1 = \Delta x_i^1/2$), то мы будем говорить о существенных изменениях в биосистеме. Эти смещения должны произойти по всем координатам x_i всего ФПС. В целом, необходимо учитывать покоординатные радиусы (они составляют половину от вариационного размаха Δx_i) начального КА r_i^1 и конечного КА $r_i^2 = \Delta x_i^2/2$ по каждой x_i . Превышение суммы этих радиусов по всем i для реального расстояния R_i^* между центрами исходного и конечного *квазиаттракторов* (x_i^{c1} и x_i^{c2}) действительно сигнализирует о существенном смещении центра *квазиаттрактора* за время Δt . Если это наблюдается по отдельным координатам x_i , то мы будем говорить о начале существенного смещения КА в ФПС.

Таким образом, мы сравниваем положение центров *квазиаттракторов* одного и того же объекта (системы) за время Δt по расстояниям смещения центров исходного КА¹ и конечного – КА². Первоначально мы требуем выхода центра (x_i^{c2}) для КА² за пределы исходного радиуса r_i^1 для КА¹ (это уже 1-е значимое смещение). Однако, реальный и значимый отсчёт различий начинается, если КА² своим радиусом r_i^2 выйдет за пределы исходного радиуса r_i^1 . Это условие соответствует неравенству:

$$R_i = r_i^1 + r_i^2 < R_i^*, \quad (2.6)$$

где R_i^* соответствует по каждой координате x_i реальному расстоянию между центрами исходного и конечного КА, т.е. в момент времени $t = t_0$ и через интервал Δt при $t = t_1$. Здесь $\Delta t = t_1 - t_0$, а $R_i^* = x_i^{c1} - x_i^{c2} > (\Delta x_i^1 + \Delta x_i^2)/2$, что является аналогом (2.6) (по каждой координате x_i). Если такой выход наблюдается частично (по отдельным x_i), то мы фиксируем время t^* , когда первая (t_1^*) и последняя (t_2^*) координата выходят за пределы исходного *квазиаттрактора*, т.е. когда i -я координата покажет выполнение неравенства (2.6).

Сейчас такие расчеты производит ЭВМ по специальной программе в режиме непрерывного мониторинга любой СТТ по всем координатам x_i в условиях непрерывного мониторингирования $x(t)$ для сложной биосистемы. При этом значение всех x_{ij} , где i – номер координаты, а j – номер точки (состояние конкретного пациента, например) на отрезке Δx_i , могут быть нормированы и тогда отношение реального расстояния между центрами КА¹ и КА² (R_i^*) и минимального (здесь единица измерения R_i), т.е. относительная величина $z = R_i^*/R$, где $R = r_i^1 + r_i^2$, будет определять реальное (кратное R_i) смещение центра *квазиаттрактора* за время измерения Δt . При нормировании всех $r_i = \Delta x_i/2$ мы можем получить $z > 1$, но может быть и $z < 1$, что соответствует малому, т.е. в пределах исходного (первого) КА, его смещению в ФПС и малой скорости движения (по всем x_i и z эта скорость будет менее 1). Таким образом, мы ввели две единицы измерения. Первая, минимальная (или начальная) единица, когда центр 2-го *квазиаттрактора* выходит влево или вправо за пределы Δx_i^1 для 1-го КА¹. Этот выход может быть и справа, тогда $x_i^{c2} \geq x_i^{c1} + r_i^1$, и слева, тогда $x_i^{c2} \leq x_i^{c1} - r_i^1$. Вторая, максимальная (реальная) условная единица, когда $z \geq 1$ и когда $R_i^* \geq r_i^1 + r_i^2$. В целом, если $R_i = R_i^*$ то такое расстояние выступает в качестве единицы измерения самого смещения (оценивается по $z \geq 1$). Одновременно, можно ввести и понятие средней скорости этого смещения $V = \sum z_i / (\Delta t * m)$, где $\sum z = \sum_{i=1}^m z_i$ – представляет сумму всех реальных относительных смещений КА за Δt по всем m координатам всего m -мерного ФПС.

Важно определить куда движется КА². Основные уравнения и неравенства мы привели для движения вправо (на увеличение x_i^{c2} , т.е. должно быть $x_i^{c2} > x_i^{c1}$). Однако, в рамках аналогичных расчётов мы ввели и понятие скорости при движении КА² влево по координате x_i ,

т.е. когда $x_i^{c2} < x_i^{c1}$. ЭВМ по программе первоначально определяет тип движения *квазиаттрактора* и далее выполняет расчет Z и $\langle V \rangle$ по всем x_i . Возможно, ситуация, когда по отдельным координатам x_i КА биосистемы движется вправо, а по другим влево. Скорость в любом случае тогда считается по модулю Z , но ЭВМ выдаёт дополнительный протокол, с указанием характера движения (например, такие-то x_i движутся вправо, а другие x_i движутся влево).

В биологии и медицине очень важно знать направление движения КА по всем координатам (для постановки диагноза, например). Таким образом, сейчас мы можем автоматически определять кинематические характеристики эволюции СТТ: куда, как, и с какой скоростью КА движется в ФПС в общем и по отдельным координатам.

Мы вплотную подошли к описанию движения КА биосистем и детализируем понятие стационарного режима СТТ. Теперь, в ТХС, стационарный режим для СТТ – это не детерминистское уравнение $dx/dt = 0$ и не сохранение вида функции распределения $f(x)$ в стохастике. В ТХС мы требуем, чтобы центр КА² биосистемы спустя время Δt после её внутренних перестроек или под действием внешних факторов (возмущения или управления) вышел за пределы размеров исходного объёма КА¹. Для этого покоординатно радиус 1-го КА¹ (r_i^1 покоординатно) должен быть меньше расстояния между центрами *квазиаттракторов* КА¹ и КА², т.е. реального межаттракторного расстояния $x_i^{c2} - x_i^{c1}$ (при движении КА² вправо, т.е. на увеличение x_i). Такое смещение вправо x_i^{c2} по всем $i=1, 2, \dots, m$ подтверждает, что второй КА не мерцает в пределах объёма 1-го *квазиаттрактора* (при движении влево x_i^{c2} лежит левее радиуса r_i^1), а реально начал выход за пределы КА¹.

Когда по отдельным x_i центр уходит (влево или вправо) далеко, а по отдельным x_i – вообще не выходит, но сумма таких расстояний компенсируется и в целом (в среднем) центр КА² покидает объём КА¹, то эту величину (и время её появления) мы определяем как *компенсационный выход* (КВ) СТТ, т.е. начало эволюции. Он тоже является знаковой величиной (время его наступления), т.к. он фиксирует выход СТТ за пределы обычного мерцания $x(t)$ в пределах ФПС, о которых многократно говорил выдающийся эволюционист Е.В. Мауг [19]. Однако, наиболее существенным моментом является именно время, когда все x_i^{c2} выходят за пределы соответствующих вариационных размахов, т.е. $\Delta x_i^1 / 2 = r_i^1$. Очень важно зафиксировать время начала выхода x_i^{c2} за пределы КА¹, т.е. t_1 ; а также время t_2 , когда на-

стует КВ и, наконец, время t_3 полного выхода x_i^{c2} за пределы КА¹. С момента t_3 начинается реальная эволюция СТТ в ФПС а t_1 и t_2 представляют начало такого сложного процесса [7, 8].

Все моменты времени наступления таких событий (т.е. t_1 , как начала существенного движения КА, так и время t_3 – полного выхода центра КА² за пределы исходного КА¹, и даже время t_2 , когда в сумме по всем координатам КА² – КВ выходит за пределы объёма КА¹) – для биосистем являются знаковыми. Они рассчитываются и характеризуют вместе с z очень важную кинематическую величину – скорость эволюции биосистемы в ФПС. Эта скорость может быть нулевой, если центр КА² не вышел за пределы КА¹ и биосистема просто мерцает внутри КА, о чём говорил E.W. Mayr [19]. В этом случае мы говорим о стационарном режиме в движении КА, нет эволюции СТТ. Это новое определение и такое t_3 может быть очень большим. Отметим, что с позиций ТХС между биосистемами (СТТ) и социальными системами нет существенных различий, т.к. это всё неопределённые, мерцающие системы, но у них разные ФПС.

В целом, стационарный режим теперь будет характеризоваться такими параметрами системы, когда нет существенных изменений в параметрах КА. При этом мы точно регистрируем микрохаос (неопределённость внутри *квазиаттрактора*), т.к. ВСС демонстрирует непрерывное движение в виде $dx/dt \neq 0$ и все $f(x)$ будут непрерывно изменяться (но нет существенных движений центров КА!). Отметим, что если мы имеем дело с нормальными законами распределения для $x_i(t)$ (такое для СТТ наблюдается очень редко), то тогда вся процедура нами используется для доверительных интервалов (вместо Δx_i и r_i) и статистических математических ожиданий $\langle x_i \rangle$ (вместо центров квазиаттракторов). Однако, для биосистем такое можно наблюдать крайне редко. Довольно часто при этом мы также наблюдали как стохастика не даёт движения ВСС, а в рамках ТХС мы можем наблюдать существенное движение КА (не мерцание). Очевидно, что для биосистем можно в некоторых случаях одновременно считать и статистику, и имеется возможность зарегистрировать параметры *квазиаттракторов*, если имеется желание получить полную информацию о состоянии сложной биосистемы. Сейчас мы говорим о кооперации стохастики и ТХС, что противоречит закону развития парадигм Т. Куна (новая парадигма отрицает старую). Однако чаще, мы для СТТ имеем непрерывное мерцание и говорить о стохастике не приходится.

2.3. Примеры расчёта кинематических характеристик для СТТ

Движения *квазиаттракторов* в ФПС будут оцениваться или по величине изменения объёмов V_G , или по скорости движения центра КА $\langle V \rangle$ за некоторый интервал $T = \sum \Delta t_i$, где Δt_i – наблюдаемые интервалы движения СТТ, т.е. z , а T – будет некоторая эпоха наблюдения. Не исключена ситуация, что после некоторого движения КА в ФПС он может возвратиться в пределы исходного радиуса r_i^1 (случай циклического движения в ФПС), поэтому целесообразно разбивать T на отрезки. Очень часто это бывает при заболевании и последующем выздоровлении человека. Однако эволюция подразумевает прямолинейное движение СТТ в ФПС, например, при старении. Обычно T соизмеримо со временем старения организма, когда уже происходят необратимые изменения в параметрах ВСС и возврат в исходный КА невозможен. Приведём конкретные примеры сказанному для поступательного движения, тогда как для вращательного движения КА мы имеем огромное число примеров из экологии, когда после переездов в другие зоны параметры ВСС возвращаются в исходный КА через сумму Δt_i и реагировать на такое движение приходится отрицательной скоростью. Рассмотрим три характерные возрастные группы женщин – ханты, проживающих в Югре. В целом, примеры движения *квазиаттракторов* могут демонстрировать обратимую и необратимую эволюцию СТТ на основе расчёта параметров КА. Поступательное движение КА в ФПС убедительно демонстрирует отсутствие стационарных режимов у изучаемых биосистем. Наличие ненулевой скорости КА обозначает отсутствие стационарных режимов сложных биосистем во всех смыслах, включая и СТТ. Неизменность (стационарность) СТТ подразумевает, что параметры *квазиаттрактора* не изменяются по всем координатам их центров, а точнее говоря, не выходят за пределы исходных радиусов r_c , т.е. вариационных размахов. Если этот выход начался, если $z > 1$, и эта динамика нарастает (нет возврата координат центра КА² в пределы исходного вариационного размаха Δx), то мы говорим о начале эволюционного движения в ФПС. Эволюция организма может быть необратимой (например, старение организма, болезнь Паркинсона или Альцгеймера) или обратимой (например, при заболевании с выздоровлением, при изменении экологических условий (переезды) и возврате в исходное состояние и т.д.). Обратимая эволюция может наблюдаться на значительных ин-

тервалах времени T ($T = \sum \Delta t_i$), когда человек болеет или резко изменяет параметры окружающей среды (переехал на Север, пожил короткий интервал времени и возвратился обратно), совершает длительную физическую нагрузку (начал заниматься спортом, а потом бросает). Во всех таких случаях мы можем наблюдать существенное (циклическое) движение КА в фазовом пространстве состояний. Причём через время T мы можем вернуть центр КА² в пределы вариационных размахов Δx_i по каждой x_i .

Такое резкое изменение экологических условий сопровождается и резкими изменениями параметров *квазиаттракторов*, которые изменяют объёмы и координаты центров. Для демонстрации общности между динамикой поведения каждого параметра (например, кардиоинтервалов $x_1(t)$ в их двумерном ФПС, а в общем случае с тремя координатами: $x_1(t)$, $x_2 = dx_1/dt$ и $x_3 = dx_2/dt$) и суперпозиций отдельных точек x_{ij} для многих испытуемых, мы постулируем некоторую идентичность динамики поведения $x(t)$ для одной координаты (например, кардиоинтервалов, получаемых за время Δt) и динамики x_{ij} , т.е. той же x_i , но регистрируемой от разных испытуемых (их номер $j=1,2,\dots,n$, где n – число испытуемых). Такое утверждение справедливо, если группа людей будет однородной, т.е. КА 1-го человека (но зарегистрированного за время Δt) будет совпадать с КА группы, но при одномоментной регистрации. Отметим, что вся синергетика предполагает такую однородность, но это не оговаривал Н. Накен в рамках своего постулата [10], да и И.Р. Пригожин этот факт не выделяет, хотя он ближе всех подошел к полной неопределённости СТТ [1, 2].

Действительно, если группа подобрана приблизительно из одинаковых испытуемых, то это означает, что некоторое множество точек, но полученных от одного испытуемого за время Δt , будет вести себя сходно со множеством отдельных (разовых) измерений целой группы отдельных испытуемых. Такое условие будет справедливым, если исследуемые системы не будут иерархичными (отдельные элементы – испытуемые – однородны) и они не выходят за пределы коллективного *квазиаттрактора*. Для однородных систем (без иерархии) динамика поведения отдельного элемента в ФПС может быть идентична разовому измерению N однородных элементов, образующих целую группу. Это признание динамической однородности, которую мы вводим сейчас в ТХС. Фактически, это требование высокой однород-

ности всей группы, и одновременно высокой однородности элементов такой группы, их динамики. Тогда, в рамках общей идеологии, мы можем потребовать, что бы КА одного человека (при длительном его мониторинговании) не выходил (своим центром) за пределы КА общей группы (это, фактически, условие стационарности динамики группы СТТ). В ТХС это базовое свойство для СТТ и это свойство однородности тесно связано со свойством стационарности биосистемы. Иными словами однородные СТТ (их группы или каждый элемент) должны сохранять некоторое время условие стационарного состояния в рамках ТХС. Это значит, что центр КА для N испытуемых (при их разовом, точечном измерении) не должен выходить за пределы КА i -го испытуемого из этой группы (строго говоря, каждого) при его мониторинговании за Δt и получении N точек (за это Δt). Стационарное состояние любого элемента (испытуемого) из группы N элементов не должно покидать КА всей группы из N элементов, т.е. разовые КА всех элементов должны быть эквивалентны КА каждого элемента на интервале Δt .

Тогда мы можем взять несколько разных параметров организма (но при разовых, одномоментных измерениях) и из них образовать m -мерное фазовое пространство. В этом ФПС можно одномоментно (разово) определить параметры образовавшегося *квазиаттрактора* на основе анализа координат всех N точек этой группы испытуемых, т.е. объём этого КА V_G и координаты его центра x_i^c . Эти параметры перед началом испытаний (например, в случае измерения параметров трёх групп испытуемых для разных возрастов) дают нам информацию об исходном состоянии *квазиаттрактора*, в момент времени t_0 . Если эти параметры существенно не изменяются при измерении у одного человека за время Δt , то мы будем говорить о малой скорости изменения гомеостаза у всей группы. Наоборот, при $z > 1$ мы можем говорить о существенном движении КА в ФПС, что и было получено в наших исследованиях. Подчеркнём, что в наших испытаниях мы взяли 3 возрастные группы женщин – ханты (младшая, средний возраст $\langle x_1 \rangle = 23$ г., средняя – $\langle x_2 \rangle = 45$ лет и старшая – $\langle x_3 \rangle = 59$ лет) и для этих трёх подгрупп мы рассчитали все параметры изменений x_i статистически в рамках традиционного подхода и в рамках предлагаемого подхода, то есть с позиции ТХС. Подобные сравнительные измерения мы сейчас выполняем постоянно, для обеспечения преемственности стохастики и ТХС.

Таким образом, на рисунке 2.2 мы представляем результаты изменения объёмов КА, которые тоже влияют на координаты центров и кинематику КА. По первому кластеру *кардиореспираторной системы* (КРС) мы имели общую размерность $m=15$, но представляем ФПС уменьшенных размерностей ($m=2$, $m=4$ и $m=6$). С физиологической точки зрения мы выбрали важнейшие диагностические признаки (компоненты) ВСС. Отметим, что подобный подход мы сейчас активно используем в медицине (уже изучено более 11 видов патологий), в физиологии спорта (при тренировках спортсменов, при занятиях физкультурой обычных групп, не спортсменов), при изучении биомеханических систем (тремор, теппинг), в электрофизиологии (исследовались электромиограммы и нейрограммы) и целом ряде других исследований (экология человека и т.д.). В целом, число сравниваемых групп превышает сотни, а число измерений достигало ста тысяч, если учесть не только биологию, но и многочисленные медицинские измерения.

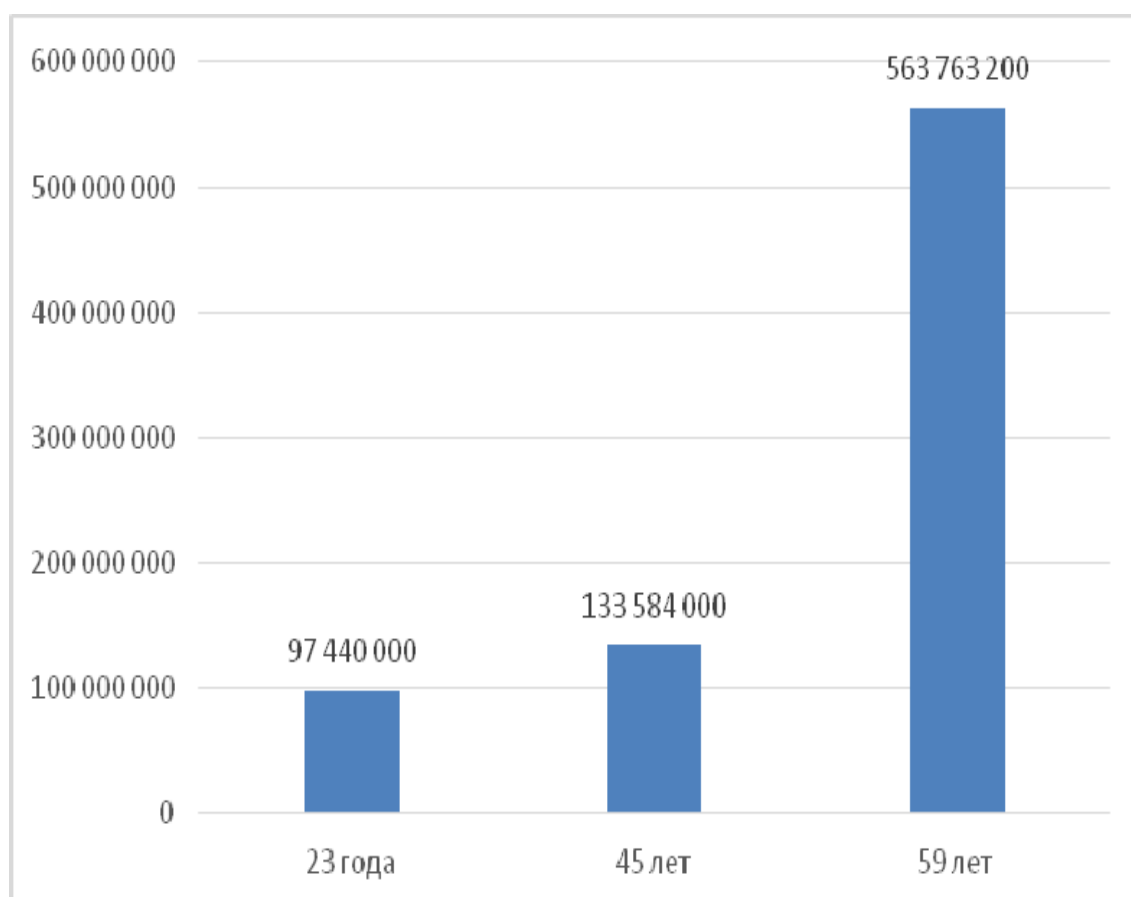


Рис. 2.2. Диаграмма изменения объёмов квазиаттракторов для шестимерного фазового пространства с возрастом у женщин – ханты

Движение КА в ФПС для трёх возрастных групп женщин – ханты можно рассматривать как поступательное движение. Внешний вид квазиаттракторов только для одной координаты (кардиоинтервалы - x_i^k) в двумерном ФПС $(x(t)=(x_1^k, x_2^k)^T$, где $x_2=dx_1/dt$, представлен на рисунке 2.3.

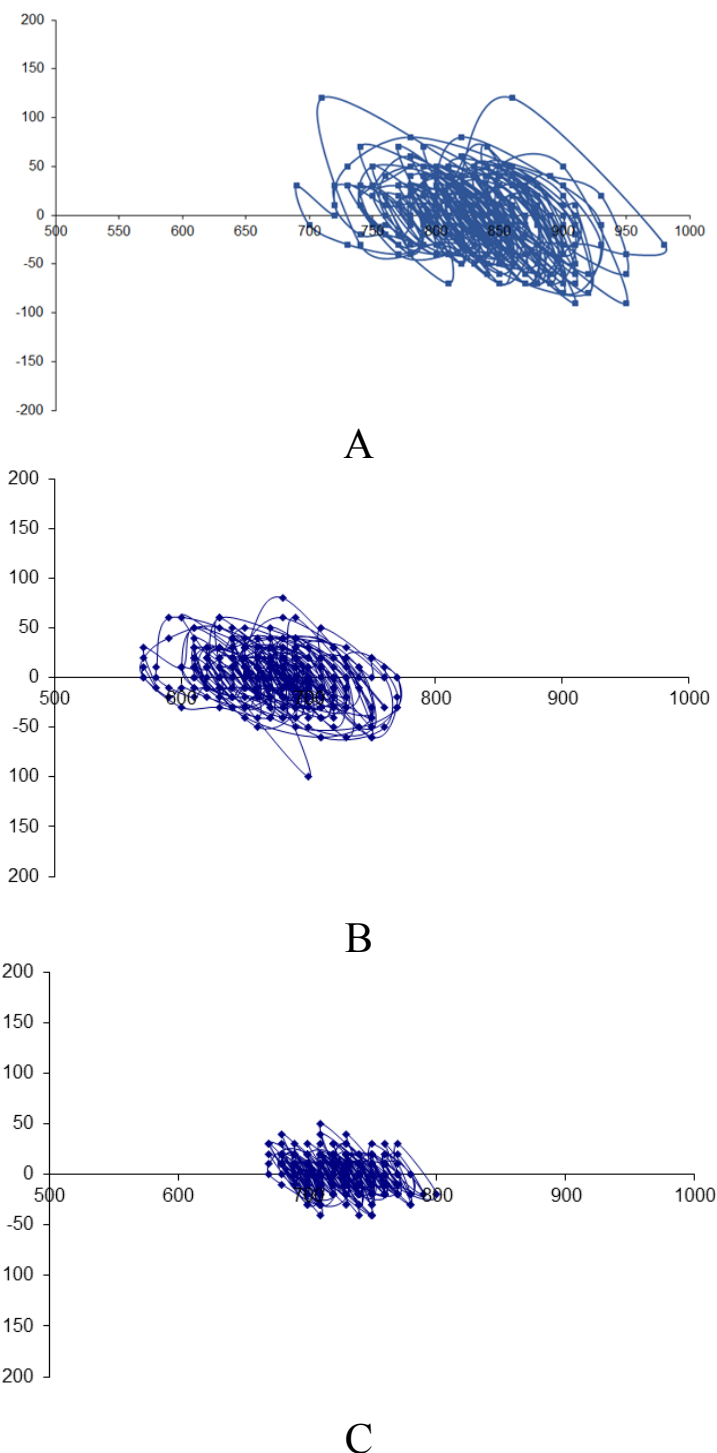


Рис. 2.3. Три характерных квазиаттрактора (для 3-х возрастных групп: 23 г. – А; 45 лет – В; 59 лет – С) в двумерном фазовом пространстве. Фазовая плоскость для координат сердечно-сосудистой системы в виде кардиоинтервалов x_1 и $x_2=dx_1/dt$

Существенно, что кардиоинтервалы x_I^k не дают поступательного движения (скорее это циклическое движение), т.к. координаты центра на этой ФПС (с x_I^k, x_2^k) начала сдвигаются влево и вниз (исходно, для 1-го характерного испытуемого, 23 года $x_I^c=(835,15)$ а для 2-го, возраст 45 лет, $x_2^c=(670, -10)$), а затем для испытуемого из 3-й группы (59 лет) $x_3^c=(720,5)$. По параметрам кардиоинтервалов наблюдается частичный возврат третьего КА³ к первому КА¹. Однако, площади этих всех 3-х КА неуклонно уменьшаются в объёме (почти экспоненциально, $V_G \sim e^{-\lambda t}$) и показывают следующие значения: $S_{G1}=60900$ у.е.; $S_{G2}=36000$ у.е.; $S_{G3}=9000$ у.е. Почти циклическое движение центров квазиаттракторов демонстрирует почти экспоненциальное убывание их площадей S_{Gi} .

Совершенно иная картина получается в четырёхмерном ФПС, в котором x_1 – СИМ (показатель состояния симпатического отдела вегетативной нервной системы (ВНС)), x_2 – ПАР (параметр парасимпатотонии ВНС), x_3 – SDNN (среднеквадратическое отклонение частоты сердечных сокращений – ССС) и x_4 – ИБ (индекс по Баевскому Р.М.). Все эти четыре x_i для особого ФПС параметров ССС ведут себя однонаправлено – поступательное движение их центров квазиаттракторов в ФПС.

В табл. 2.2 представлены 4 матрицы изменения координат центров x^c в ФПС (точнее матрицы межаттракторных расстояний для 4-х x_i). Очевидно, что x_1 и x_4 по модулю увеличивается, но уходят в отрицательную область. Однозначно, что модуль всех координат центров нарастает. КА с возрастом движется поступательно в этом ФПС и это характерный пример кинематики ВСС в фазовом пространстве.

Нами получен огромный материал, который доказывает, что статистика может не показывать существенных изменений в значениях параметров x_i , то есть биосистема как бы находится в стационарном режиме, но не в смысле детерминизма $dx/dt=0$, а в смысле неизменности $f(x)$. В рамках стохастического подхода при изучении x_i изменений существенных нет и мы имеем неопределенность 1-го рода. Наоборот, если $f(x)$ непрерывно изменяется, то стохастика для описания таких СТТ опять-таки ничего не даёт. Мы как бы констатируем постоянное отсутствие стационарных режимов исследуемых биосистем – это неопределенность 2-го рода. В рамках новой классификации с позиций ТХС в первом случае мы имеем неопределённость 1-го рода, когда статистика не может выявить различий в параметрах $x(t)$

для биосистем, с которыми реально происходят существенные изменения, однако стохастика демонстрирует стационарные режимы их ВСС $x(t)$. Мы тем самым пытаемся расширить наши представления о стационарных режимах и перейти к другим определениям стационарности и устойчивости.

Таблица 2.2

Пример поступательного движения центров квазиаттракторов в трёхмерном фазовом пространстве: здесь x_1 – активность симпатического отдела вегетативной нервной системы (у.е.); x_2 – активность парасимпатического отдела вегетативной нервной системы (у.е.); x_3 – стандартное отклонение длительности всех кардиоинтервалов (мс); x_4 – индекс по Баевскому Р.М. (у.е.)

x_1	R (23 года)	N (45 лет)	V (59 лет)
R (23 года)	0	2,5	8
N (45 лет)	-2,5	0	5,5
V (59 лет)	-8	-5,5	0
x_2	R (23 года)	N (45 лет)	V (59 лет)
R (23 года)	0	-4	-6
N (45 лет)	4	0	-2
V (59 лет)	6	2	0
x_3	R (23 года)	N (45 лет)	V (59 лет)
R (23 года)	0	-5	-15
N (45 лет)	5	0	-10
V (59 лет)	15	10	0
x_4	R (23 года)	N (45 лет)	V (59 лет)
R (23 года)	0	30	105
N (45 лет)	-30	0	75
V (59 лет)	-105	-75	0

Это значит, что с позиций стохастики система может находиться в стационарных состояниях, но в рамках ТХС квазиаттракторы эволюционируют, а биосистемы изменяются. В рамках ТХС КА могут смещаться, эволюционировать. Фактически происходит «тремор» параметров КА в пределах определённого объёма ФПС и его эволюция.

Оба этих противоречия в рамках детерминизма и стохастики неразрешимы, а с позиций ТХС мы можем иметь движение или его отсутствие (только мерцание). Таким образом, с позиций ТХС необходимо различать типы движений. Движение вектора состояния системы внутри *квазиаттрактора* – это стационарное состояние СТТ. Движение центра КА и его выход за пределы исходного КА¹ – это уже реальная кинематика СТТ, эволюция сложных биосистем. Для этой эволюции мы можем знать (определить) её скорость (путём расчета z и $\langle V \rangle$) определить ее характер в виде поступательного движения (например, старение организма) или циклического движения КА, когда по истечению времени T центр КА возвратится в пределы исходного КА¹. Именно такую картину мы наблюдаем при переездах детей с Севера РФ на Юг (в Туапсе) и обратно. Такие циклические движения имеют место и при заболевании организма а затем его выздоровлении и возврате в КА¹. И поступательное, и вращательное (циклическое) движения КА составляют сейчас основу особой биофизики – кинематики сложных биосистем в фазовых пространствах состояний. Сейчас создается новая физика живых систем – биофизика СТТ в ФПС, когда вводится новое понимание стационарных режимов и новое понимание кинематики сложных биосистем – *complexity*.

Такой подход находит широкое применение в медицине, биологии, физиологии и психофизиологии. Особое значение он приобретает в экологии человека и даже в изучении реальных социальных систем. С позиций ТХС Россия имеет очень низкие скорости поступательного движения и чаще она движется по окружности (циклически). Особо эффективны такие расчеты в оценке скорости изменения параметров организма со временем, когда старение изменяет КА отдельного организма или целой группы людей и выражено демонстрируется поступательное движение ВСС в ФПС. Но это уже другая тема для отдельных сообщений. В области биологии и медицины мы представили и новое понимание однородности группы испытуемых, когда общий *квазиаттрактор* группы по размерам эквивалентен КА любого человека из группы при его длительном мониторинговании.

В рамках разрабатываемой ТХС мы подошли к новому пониманию стационарных режимов и устойчивости сложных биосистем (*complexity*), которые мы сейчас определяем как СТТ, для которых введены 5 принципов их организации и 13 отличий от традиционных детерминистско-стохастических систем.

Исходя из новых представлений о движении СТТ (*complexity*) мы вводим новые понятия о поступательном и вращательном движениях *квазиаттракторов* СТТ в ФПС. Теперь можно рассчитывать скорость эволюции, что уже используется в медицине, физиологии спорта, экологии человека, психофизиологии и других медико-биологических науках.

Наступает период прагматичного подхода к ТХС и *третьей парадигме* и возможно внедрение новых методов кинематики сложных биосистем в разных разделах науки. В рамках ТХС предлагается аппарат для расчётов стационарных режимов и движения СТТ и его практического внедрения. Это означает возникновение нового направления в физике живых систем, когда можно реально описывать движение сложной биосистемы – СТТ в многомерных ФПС с позиций *третьей парадигмы* и с учётом пяти новых свойств *complexity* – СТТ.

Возникают новые представления и о хаосе биосистем, которые демонстрируют особый хаос (без констант Ляпунова, автокорреляционных функций и даже свойства перемешивания), но этот хаос можно измерить и моделировать в ФПС в рамках расчёта *квазиаттракторов* и кинематики их движения в фазовых пространствах.

С позиций нового подхода (ТХС) в движениях СТТ вводятся два рода неопределенностей: когда стохастика говорит о неизменности функций распределений $f(x)$, а ТХС и нейроэмуляторы демонстрируют существенные изменения СТТ; когда $f(x)$ и детерминизм ($dx/dt \neq 0$) говорит о постоянном изменении параметров $x(t)$, а ТХС свидетельствует о неизменности параметров *квазиаттракторов*, т.е. о стационарном состоянии сложной биосистемы – СТТ. Это и является важнейшей характеристикой определения СТТ, их отличия от физических и технических систем.

Литература

1. Prigogine I. The Die Is Not Cast // Futures. Bulletin of the World Futures Studies Federation. Vol. 25. № 4, January 2000. P. 17-19.
2. Prigogine I. The philosophy of instability // Futures, 1989, p. 396-400.
3. Еськов В.М., Хадарцев А.А., Еськов В.В., Филатова О.Е. Особенности измерений и моделирования биосистем в фазовых про-

- странствах состояний. // Измерительная техника. – 2010. – №12. – С.53-57.
4. Еськов В.М., Хадарцев А.А., Еськов В.В., Джумагалиева Л.В. Наука о живом и философия живого в интерпретации В.И. Вернадского и современной теории хаоса-самоорганизации как основа третьей парадигмы естествознания // В.И. Вернадский и ноосферная парадигма развития общества, науки, культуры, образования и экономики в XXI веке / Под науч. ред. А.И. Субетто и В.А. Шамахова. В 3-х томах. Том 2. – СПб.: Астерион, 2013. – С. 188-208.
 5. Eskov V. M. e. a. Computer technologies in stability measurements on stationary states in dynamic biological systems // Measurement Techniques. 2006. V. 49. N. 1. P. 59–65.
 6. Eskov V.M., Filatova O.E. et al. Characteristic features of measurements and modeling for biosystems in phase spaces of states // Measurement Techniques (Medical and Biological Measurements), 2011. – v. 53, no 12, p. 1404-1410.
 7. Eskov V. M., Gavrilenko T. V., Kozlova V. V., Filatov M.A. Measurement of the dynamic parameters of microchaos in the behavior of living biosystems // Measurement Techniques, 2012. – v. 55, no 9, p. 1096-1101.
 8. Eskov V. M. Evolution of the emergent properties of three types of societies: the basic law of human development // Emergence: Complexity & Organization. 2014. V. 16 (2). – P. 109-117.
 9. Weaver W. Science and Complexity. Rockefeller Foundation, New York City // American Scientist. 1948. – p. 36: 536-544.
 10. Haken H. Principles of brain functioning: a synergetic approach to brain activity, behavior and cognition (Springer series in synergetics). Springer. 1995. 349 P.
 11. Бернштейн Н. А. Биомеханика и физиология движений. / Под ред. В. П. Зинченко. – М.: Изд-во института практ. психологии; Воронеж: НПО “МОДЭК”. – 1997. – 608 с.

12. Анохин П.К. Кибернетика функциональных систем. – М., Медицина, 1998. – 285 с.
13. Гавриленко Т.В., Еськов В.М., Хадарцев А.А., Химикина О.И., Соколова А.А. Новые методы для геронтологии в прогнозах долгожительства коренного населения Югры // Успехи геронтология. 2014. Т. 27. № 1. С. 30-36.
14. Taleb N. The black swan: the impact of the highly improvable / Random House; New York, 2007, 401 P.
15. Churchland M.M., Cunningham J.P., Kaufman M.T. and others. Neural population dynamics during reaching // Nature. 2012. – v.487, P.51-56.
16. Еськов В.М. Автоматическая идентификация дифференциальных уравнений, моделирующих нейронные сети. // Измерительная техника, № 3, 1994.- С. 52-57.
17. Еськов В.М. Филатова О.Е. Компьютерная идентификация иерархических компартментных нейронных сетей // Измерительная техника. – 1994. – № 8. – С. 27–30.
18. Eskov V.M. Models of hierarchical respiratory neuron networks // Neurocomputing, 1996. – v. 11, no 2-4, p. 203-226.
19. Mayr E.W. What evolution is / Basic Books; New York, 2001, 349p.
20. Интервью с С.П. Курдюмовым // Вопросы философии. – 1991. – № 6. – С. 53–57.
21. Пригожин И.Р. Философия неустойчивости (перевод Я.И. Свиридова) // Вопросы философии. - 1991. - №6 - С. 47-52.
22. Синергетике – 30 лет: Интервью с Г. Хакеном // Вопросы философии. – 2000. – № 3. С. 53-61
23. Хорган Дж. Конец науки: Взгляд на ограниченность знания на закате Века Науки / СПб.: Амфора, 2011. – 479 с. (Horgan J. THE END OF SCIENCE facing the Limits of Knowledge in the Twilight of the Scientific Age 1996)
24. Hill A.V. Why biophysics? // Science. – 1956. –Vol. 124, № 3234, –P. 1233-1237.
25. Еськов В.М., Кулаев С.В., Попов Ю.М., Филатова О.Е. Применение компьютерных технологий при измерении неустойчивости в стационарных режимах биологических динамических систем. // Измерительная техника - №1. – 2006. – С. 40-45.

РАЗДЕЛ III

КОМПАРТМЕНТНО-КЛАСТЕРНЫЕ МОДЕЛИ БИОСИСТЕМ – НОВЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ В МОДЕЛИРОВАНИИ РЕАЛЬНОГО ХАОСА БИОСИСТЕМ

Переход от детерминизма к стохастике и далее к хаосу (самоорганизации) в изучении биомеханических систем приводит к проблеме возможности моделирования хаотической динамики постурального тремора [3, 11, 12]. В общем случае возникает общая проблема идентификации произвольных движений человека. Иными словами биофизика сложных систем подошла к решению глобальных задач произвольности и непроизвольности в реализации любых двигательных функций, появилась возможность моделирования таких процессов качественно и количественно. На конкретных моделях можно продемонстрировать эффективность компартментно-кластерного моделирования биосистем и возможности управления такими моделями со стороны нейросетей головного мозга. Сравнительный анализ модельных и реальных зарегистрированных сигналов показал высокую согласованность динамики моделируемых и реальных сигналов сложных биологических систем. В частности, динамика изменения параметров тремора может быть описана изменением *квазиаттракторов*, которые существенно зависят от психического состояния человека. В опытах это проявляется в виде эффектов прицеливания, которые и были рассмотрены в качестве проверки модели на экспериментальном материале [1–9].

3.1. Принципы построения моделей сложных биосистем третьего типа в рамках ККТБ

Организация двигательных актов сопровождается обязательным наличием трех структур (компарментов) как на уровне исполнения, так и на уровне управления этим исполнителем (т.е. двигательным актам). На нижнем иерархическом уровне или нижнем кластере (уровне реализации управлений) мы всегда имеем афферентную часть (первый, входной компартмент) в виде механорецепторов, как различных мышечных сенсорных структур, формирующих потоки информации о положении в пространстве тела человека или его частей за счёт тонуса мышц. На спинальном уровне имеется компартмент (нейронные сети), который обеспечивает переработку поступающей

информации как из выше лежащих (иерархического кластера) структур, так и из входного афферентного компартмента, который является именно первым компартментом в общей трёхкомпартментной структуре второго (управляемого) кластера. В результате последовательного взаимодействия первого и второго компартментов вырабатываются управляющие сигналы для активизации третьего (выходного) эффе́кторного компартмента. В качестве последнего выступают эффе́рентные сигналы и нервно-мышечный компартмент (исполнитель). Такая трёхкомпартментная структура модели мышечного движения включает и организацию *тремора* (как якобы непроизвольного движения), и *теппинга* (якобы произвольного движения) [3, 10, 13].

Последовательная волна возбуждений в этих трех компартментах внешне проявляется в определенном двигательном акте, простейший из которых – удержание конечности в данной точке пространства. Возникает то, что мы называем *постуральным тремором*, который довольно часто классифицируется как непроизвольное движение. Однако, *постуральный тремор* выполняется по заранее определенной цели удержания конечности в пространстве, т.е. сознательно, и такое движение по определению должно классифицироваться как произвольное движение. Где возникает граница между произвольным и непроизвольным движением и как можно моделировать эти два типа движений? Каковы критерии произвольности и непроизвольности движений с позиции физиологии и биомеханики любого двигательного акта? Что такое произвольность вообще, если сознание не может обеспечить детерминистский результат в виде функций и даже стохастические функции демонстрируют непрерывные изменения (мы покажем, что выборки треморограмм не принадлежат к одной генеральной совокупности)?

Один из ответов на эти вопросы мы предлагаем в рамках *компар- тментно-кластерного подхода* (ККП). При этом возникает возможность построения адекватных математических моделей, которые могут представлять сразу несколько типов якобы стационарных режимов биомеханических систем: в рамках традиционного детерминистского подхода, когда для вектора состояния биомеханической системы $x = x(t) = (x_1, x_2, \dots, x_m)^T$ мы имеем равенство $dx/dt = 0$ и $x_i = const$ и в рамках новой ТХС, когда постоянно $dx/dt \neq 0$, но при этом движение ВСС может происходить в пределах ограниченных объемов фазового пространства – V_G . В настоящей главе представлены оба типа подходов и даётся экспериментальная иллюстрация, которая демонстрирует аб-

солютную условность термина произвольности движений. Любое произвольное движение человека всегда по принципу его общей биологической (хаотической) организации реализуется непроизвольно!

Перед формулированием основных принципов ККТБ следует сделать ряд фундаментальных замечаний и определений: в природе существуют особые системы (СТТ), которые обладают пятью особыми свойствами; они имеют существенные отличия от традиционных систем [1-8], изучаемых в физике, химии, технике; они требуют особых теорий для своего описания и прогнозирования [1-8, 11-15]. Очевидно, что все отличия СТТ от ДСП-систем образуют и их особые внутренние свойства. Поскольку пяти особым свойствам СТТ и 13-ти их отличиям от ДСП-систем было посвящено огромное количество публикаций Сургутской научной школы в области биомеханики [5–15], то целесообразно акцентировать внимание на формализации этих отличий и внутренних сходствах, попытаться выделить главные факторы и признаки, обеспечивающие формализацию в описании СТТ [3, 5, 10, 11–15]. На основании этих отличий нами были разработаны новые методы ТХС и новый подход в медицине в целом, который позволяет современной ДСП-медицине перейти к индивидуализации, к персонифицированной медицине. Такая индивидуальная медицина – реальная медицина будущего.

В настоящее время нами в математическом плане выделяются три главных фактора, или направления развития новой ТХС [5–9, 11–15]. Во-первых – особое понимание стационарных режимов БДС (*complexity*), т.е. СТТ. Во-вторых – особое понимание *параметров порядка* (ПП) и методов их идентификации. Отметим, что в ДСП вообще пока такой формализации нет. В-третьих – особое понимание хаоса с позиций ТХС, на основе понимания особых СТТ, их особых свойств. Как производное этих трех базовых проблем – особые модели и особые задачи прогнозирования динамики поведения СТТ [5–9].

Разрабатываемые нами три новых раздела диагностики СТТ [5–9, 11–15] посвящены детализации и развитию по сути этих трех основных проблем или направлений (стационарные режимы, параметры порядка, обоснование типов хаоса и их описание и моделирование) в рамках ДСП-науки и нового направления – ТХС. Эти три направления имеют крайне важное значение не только для понимания *третьей парадигмы*, но и для осознания того, что уже сделано нового в науке в рамках ТХС, и что еще необходимо сделать для детального развития всего естествознания и даже для развития человечества, ес-

ли оно воспримет *третью парадигму* [5–9]. Однако, в первую очередь это касается медицины, т.к. ТХС соединяет восточную и европейскую медицину. Такое соединение или создание синергических взаимоотношений, будет происходить только в рамках ТХС, т.к. для ДСП это все невозможные процессы, понятия, объекты [11–15].

Эти три направления начали разрабатываться Сургутской школой еще 40 лет назад в связи с созданием теории нейросетей мозга, изучением работы дыхательного центра мозга млекопитающих и выходом на создание ККТБ. Уже в рамках ККТБ тогда же было начато изучение стационарных режимов нейросетей мозга (была создана новая теория устойчивости БДС, отличная от теории Ляпунова-Пуанкаре), особые свойства и методы идентификации степени синергизма в БДС и особые свойства хаоса в биосистемах, которые существенно отличаются от хаоса в ДСП. Оригинальность последнего в рамках ТХС заключается в том, что микрохаос БДС в пределах *квазиаттракторов* как раз и представляет реальные стационарные режимы БДС (хаос в пределах КА – это стационарный режим в динамике особых БДС, т.е. СТТ). Иными словами, если в ДСП стационарный режим реализуется при условии $dx/dt=0$, то в ТХС, наоборот, стационарный режим реализуется, если $dx/dt \neq 0$ и $x_i \neq const$, но при этом параметры КА существенно не изменяются. При стационарном режиме СТТ в ТХС *вектор состояния системы* $x=x(t)=(x_1, x_2, \dots, x_m)^T$ не может принимать постоянные значения, т.е. $x_i \neq const$ и ДСП не может описывать СТТ в принципе! Особый хаос в пределах *квазиаттракторов* в ТХС представляет стационарные режимы СТТ. Наоборот, в ТХС если $dx/dt=0$, то это означает или тяжёлую патологию или смерть биосистемы (в наших моделях это представлено, например, ригидной формой болезни Паркинсона).

Фактически, нами замкнут хаос БДС с понятием стационарного режима биосистем в широком смысле и создана теория изучения стационарных состояний реальных (природных) БДС, т.е. СТТ на основе изучения их хаотических режимов. Эти биосистемы, обладающие пятью особыми свойствами, определенными в ТХС, имеют другие динамические режимы поведения ВСС в ФПС, для их описания используются другие модели и понятия а их прогнозирование требует создания *внешних управляющих воздействий*, которые в ДСП в общем случае не используются. Необходимость задания ВУВ определяет сходство ТХС и *третьей парадигмы* с понятием постнеклассики, которое ввел В.С. Степин. Однако, постнеклассика остановилась в сво-

ем развитии (как направление философии) из-за того, что у неё нет формального аппарата, моделей в реальном мире, т.к. она должна была описывать СТТ, а стохастические модели не могут описывать их особенности. Попытки определять СТТ как системы с постоянно меняющейся вероятностью, противоречат и самой ДСП, и ничего не дают для развития науки о *complexity*, да и всей науки в целом [10-15]. Однако, в действительности именно СТТ и показывают непрерывное изменение функций распределения $f(x)$ для любой СТТ. Это является признаком неопределенности 2-го порядка.

Все накопленные противоречия и ограничения останутся в прошлом, если перейти к ТХС в описании СТТ. При этом ККТБ остается посредником между ДСП и ТХС, *третьей парадигмой*. Это посредничество проявляется во всех указанных выше трех проблемах (стационарности, параметрах порядка и типах хаоса в природе). Если кратко изложить суть методов ТХС для понимания существенных отличий ДСП-медицины (т.е. медицины Европы) от медицины Китая и других традиционных медий, то в восточной (традиционной) медицине имеются два постулата: каждый человек уникален (и к нему нужен особый подход, а не среднестатистические измерения) и, второе, – в динамике поведения его ВСС в ФПС не бывает случайностей, любое (даже очень редкое, якобы случайное) отклонение имеет причину и следствие, оно может в будущем привести к серьезной патологии и даже к смерти. Возможно, что имеются предвестники синдрома внезапной смерти, но они столь редки, случайны, что мы их не можем зарегистрировать при нашей дискретной европейской медицине. Они (эти редкие и сильные отклонения) могут попасть случайно в поле наших измерений (и тогда резко изменится *квазиаттрактор*) или не попасть (и тогда мы демонстрируем якобы стационарное состояние биосистемы). Однако, в рамках ТХС стационарность заключается не в $dx/dt=0$, а в приблизительно одинаковых параметрах КА. Но именно эти параметры европейской медициной и не измеряются. Она остается в рамках ДСП и базируется на стохастическом подходе.

На сегодняшний день в традиционной науке, основанной на ДСП, отсутствуют эффективные модели, которые бы описывали хаотическую динамику поведения биомеханической системы (постуральный тремор) в различных режимах якобы произвольного управления и многих других динамических систем с хаотической динамикой их поведения (уникальных СТТ). Иными словами, детерминистско-

стохастические модели не могут представлять разнообразие (фактически хаотическое) регуляторных влияний мозга (нейросетей мозга) на динамику поведения, например, *постурального тремора*. Отсутствие таких возможностей легко объяснить тем, что при этом описании и моделировании необходимо моделировать сам хаос и не в рамках экспонент Ляпунова (с их расходящимися фазовыми траекториями), и не на основе анализа автокорреляционных функций, а с учетом того, что эти траектории могут сходиться, расходиться и даже пересекаться в ФПС в пределах *квазиаттракторов*. Хаос СТТ отличен от хаоса в физике, химии, технике! Его нельзя моделировать уравнениями, он не описывается свертками и преобразованиями. Это другой хаос других особых систем. Этот хаос порождает два типа неопределенностей, которые можно моделировать в рамках ККТБ.

Поскольку мы стоим на позициях биофизики, то можно представить физические аналоги таких систем. Хаос в динамике поведения фазовых траекторий реального тремора ограничивается только размерами *квазиаттрактора*, внутри которого движется ВСС. Эта ситуация подобна термодинамическому хаосу, когда молекулы могут сталкиваться, их траектории в пространстве могут пересекаться, но они не могут покинуть размеры сосуда, в котором они движутся. Хаос в термодинамике ограничен физическими границами (стенками сосуда). Хаос при треморе, хаос кардиоритмов, биопотенциалы мозга, хаос биохимических параметров крови и гомеостаза в целом ограничен параметрами их *квазиаттракторов*. Эти КА образуются за счет механизмов внутренней самоорганизации и поэтому В.М. Еськов назвал новый подход: «Теория хаоса-самоорганизации». Этот подход принципиально отличен от ДСП и даже от синергетики и теории *complexity* (эти науки остались в ДСП, где есть хаос и порядок, а не непрерывный хаос в нашей ТХС) [5–9, 10–15].

Стенки сосуда в физике и внутренние механизмы самоорганизации биосистем будут теми причинами, которые накладывают ограничения на динамику движения молекул (в сосуде) и ВСС $x=x(t)$ внутри *квазиаттрактора*. Но между физикой и биосистемами лежит огромная пропасть. В физике многие процессы имеют неравномерное распределение. Например, распределение молекул газа по скоростям (распределение Максвелла – *the distribution of Maxwell's*). Для биосистем же мы обычно имеем равномерное распределение, т.е. наблюдаем нестационарный процесс (однако, в пределах КА!), когда ВСС $x=x(t)$ всегда имеет значения $dx/dt \neq 0$, $x_i \neq const$ и нет начального и конечного

состояния. В живых системах финальное состояние, смерть организма, наблюдается только тогда, когда $dx/dt=0$, $x_i=const$. Но неживые системы – это уже объект термодинамики, т.е. физики в целом, а живые системы – это объект ТХС. Поэтому новая биофизика должна будет рассматривать переходы от самоорганизации (хаоса) к физическому порядку.

Аналогии термодинамики и ТХС заканчиваются при переходе к живым системам, и возникает проблема возможности моделирования хаоса в биосистемах (например, тремора) с позиций ДСП. Это возможно или нет? Отметим, что моделируется не просто хаос (как это делает сейчас физика, химия, математика и техника), а необходимо моделировать *системы управления хаосом*. Например, моделировать нормальные или патологические режимы дыхания, работы сердца, произвольных и непроизвольных движений, вообще норму и патологию в организме человека и животных. Для ответа на вопрос о возможности такого моделирования продемонстрируем возможность ТХС на начальном этапе ее возникновения, т.е. при выполнении только одного типа управления – управления параметрами непроизвольного движения (*тремора*). Отметим, что подобные механизмы самоорганизации имеются и в системах регуляции любых других биосистем (дыхания, работы сердца, гуморальных и висцеральных систем, гомеостаза в целом) [6, 10].

Отметим, что в ТХС мы наблюдаем инверсию понятий. Если в ДСП любое регулярное движение в динамике поведения биосистемы (периодическое, например) было обычно нормой: якобы нормальное (периодичное) дыхание, якобы нормальное биение сердца и т.д., то сейчас мы говорим, что такая динамика – это обычно патология. Нормальное состояние любой сложной биосистемы (СТТ в нашей классификации) – это хаос, но в пределах *квазиаттракторов*. Патология возникает при периодических (регулярных) процессах или полном покое (в финале – это смерть), с физической точки зрения.

Для демонстрации этого утверждения представим модели в рамках ККТБ, которые используют первый из 5 постулатов ТХС, т.е. мы работаем только с компартментами и кластерами (отдельный элемент – не значим в поведении БДС). С позиций ККТБ мы будем в норме иметь неповторимый и непредсказуемый (с позиций ДСП) хаос. Это означает, что для любого участка треморограммы мы никогда не получим одинаковую АЧХ и другие ДСП-характеристики (но параметры КА приблизительно сохраняются).

3.2. Общие принципы компартментно-кластерного моделирования биосистем

Результативность той или иной математической модели биологического объекта всегда зависит от числа и качества реальных факторов и процессов, которые лежат в основе работы той или иной системы. Более того, на этом основана вся физика, химия и техника, которые оперируют реальными переменными и реальными законами, которые эти переменные связывают. Со времён Ньютона человечество оперировало уравнениями и понятиями, которые определяются в реальной природе. Второй закон Ньютона, закон всемирного тяготения, закон Кулона и тысячи других законов и уравнений связывают реальные переменные реальными уравнениями. При возрастании неопределенности (в квантовой механике, например) мы переходим от точек и линий в фазовом пространстве состояний к плотности вероятности $f(x)$, но какая-то определенность в виде функций распределения для ВСС $x(t)$ всё-таки остается. Иными словами квантовые системы все-таки повторяемы и определены. Даже принцип Гейзенберга повторяется в эксперименте.

В биологии затруднительно найти удачные примеры такой синергии переменных и уравнений именно на системном уровне, на уровне больших и сложных систем – *complexity* (сюда не относятся молекулярные и внутриклеточные системы). Пожалуй, только популяционные процессы описываются почти правдоподобными уравнениями, но это уже уровень сообществ. В этой связи следует выделить ККТБ, которая может одновременно учитывать и реальные свойства сложных биосистем, и использует реальные кинематические уравнения для их описания. К числу реальных свойств биосистем следует отнести принцип компартментно-кластерного строения биосистем, который эквивалентен утверждению о клеточном строении многих живых организмов (любая клетка – это простейший компартмент, их объединение в пределах органа или ткани – это тоже компартмент). Компартменты объединяются в кластеры, и при этом динамика поведения отдельного элемента внутри компартмента не имеет значения. Это базовый принцип синергетики, который Н.Накен начал доказывать ещё в 1969 г. в Штутгарте.

Кроме фундаментального принципа компартментной (пуловой) структуры многих сложных биосистем (органы и ткани организма человека, например) в рамках компартментно-кластерного подхода –

ККП и ККТБ существует еще 7 базовых принципов организации биосистем, которые являются весьма общими и универсальными именно в организации сложных биосистем – *complexity*. Перечислим их кратко, при условии, что первый принцип уже обозначен (компарментная организация биосистем).

Второй принцип ККТБ – наличие последовательных связей между компарментами. Эти последовательные связи в общем случае могут описываться матрицами A межкомпарментных или межкластерных связей (кластеры образуются из структуры связей компарментов и это тоже принцип ККТБ). Матрицы A описывают все типы связей между компарментами (или кластерами): положительные (приняты в синергетике), отрицательные (используются в кибернетике), нулевые связи (компарменты не влияют друг на друга, нейтрализм). Элементы a_{ij} матриц $A = \{a_{ij}\}$, $i, j = 1, \dots, m$ описывают структуру любой биосистемы, с любым набором связей. В ККТБ особая роль отводится положительным связям, они необходимы в биосистемах и для их идентификации сейчас разработана новая теория (идентификации синергизма). Наличие положительных (главных) связей в ККП (и их идентификация) составляет 3-й принцип ККП. И он составляет основу всей синергетики. Вообще синергетика возникла как наука о положительных связях в системах (в отличие от кибернетики, где на первое место выходят отрицательные связи). ККТБ исходно разрабатывалась как теория для описания синергетических систем (с положительными связями) и в этом смысле ККТБ – основа синергетики. Но в действительности ККП обеспечил переход от детерминизма к ТХС.

Четвертое свойство (принцип организации биосистем) базируется на наличии диссипативных структур (процессов) в биосистемах, которые в моделях ККТБ описываются отдельными элементами – слагаемыми $-bx$, где b – это коэффициент диссипации (возбуждения за счёт нейротрансммиттера, диссипации энергии и т.д.). Пятый принцип ККТБ постулирует наличие *внешних управляющих воздействий* в виде вектора Ud , где U скаляр а $d = (d_1, d_2, \dots, d_m)^T$ – вектор ВУВ. Довольно часто у биосистемы существуют некоторые регуляторные подсистемы, которые могут по принципу вентильного перекрытия потоков (возбуждения, энергии, информации) в биосистеме регулировать уровни этих потоков возбуждения $x = x(t)$ (или других потоков). В наших моделях этот шестой принцип описывается специальными матрицами $P(y)$ или матричными функциями $A(y)$. При этом седьмой

принцип гласит: существует интегральный выход в любом кластере (в биосистеме в целом), который в наших моделях будет описываться функцией $y=y(t)$. В простейшем случае $y(t)$ будет линейно зависеть от компонент x_i , т.е. $y = c^T x = c_1 x_1 + c_2 x_2 + \dots + c_m x_m$, где c_i – весовые коэффициенты.

Наконец, существует восьмой принцип организации биосистем, который декларирует иерархическую организацию многих сложных биосистем. В частности, для организации биомеханических движений верхним уровнем иерархии всегда будут нейронные сети головного мозга, которые формируют цели в организации движений. В частности, удержание пальца в данной точке пространства невозможно без сознания, без работы нейросетей головного мозга. Именно по этой причине *постуральный тремор* все-таки может рассматриваться как произвольное движение, т.к. человек произвольно (по своему желанию) удерживает палец в данной точке пространства. Существенно, что качество движений (кроме тонкой, целевой моторики) зависит от общего уровня возбуждения в нижнем кластере, которое определяется общим уровнем возбуждения, поступающим от высших кластеров – нейросетей мозга человека.

Организация управления *постуральным тремором* в наших исследованиях проявляется в некоторых возможностях управлять сознательно параметрами *постурального тремора*. Однако, уровень участия сознания в таком управлении остается дискуссионным. Например, мы можем сознательно выполнить физическую нагрузку или охлаждение организма и параметры тремора изменяться – это сознательное управление или нет? Понятие произвольности и границы произвольности в движении определяются сознанием, но сама произвольность в организации движений – это очень условное понятие.

На основе всех выше указанных принципов организации компарментно-кластерных биосистем (т.е. тех, которые удовлетворяют этим восьми принципам), мы можем сформулировать девятый и последний принцип, который связан с утверждением: биосистемы, удовлетворяющие восьми принципам ККТБ, могут описываться уравнениями вида (3.1):

$$dx/dt = AP(y)x - bx + Ud, \quad y = c^T x \quad (3.1)$$

где $x(t)$ – вектор состояния системы, A – матрица межкомпарментных связей, $P(y)$ – матрица обратных связей, Ud – вектор внешнего

управляющего воздействия (у нас такое воздействие может идти от анализаторов или от нейросетей мозга), а x_2 – представляет вектор исполнителя (нервно-мышечной системы).

Важно еще раз подчеркнуть, что эти 9 принципов ККТБ базируются на реальных свойствах биосистем (как в физике второй закон Ньютона основывается на реальности силы, массы, ускорения), а организация моделей таких систем в рамках ККТБ должна основываться на их (биосистем) реальных свойствах и динамиках их поведения. Для иллюстрации этого высказывания представим характерный пример, позволяющий описывать *постуральный тремор* в рамках ККТБ, т.е. в рамках уравнений вида (1) или (2). Отметим, что вторая система (2) представлена ниже в виде двухкластерной системы, где x_i – вектор состояния нейросетей головного мозга:

$$\begin{aligned}x_1 &= A_{11}(y_1)x_1 - bx_1 + u_1d_1, \\x_2 &= A_{21}x_1 + A_{22}(y_2)x_2 - bx_2 + u_2d_2 \\y_1 &= c_{11}^T x_1 \\y_2 &= c_{21}^T x_1 + c_{22}^T x_2\end{aligned}\tag{3.2}$$

3.3. Простейшие математические модели постурального тремора в рамках ККТБ для описания произвольности двигательных функций

Сразу отметим, что традиционные детерминистские или даже стохастические уравнения не могут описывать эволюцию систем регуляции движений, так как обычно для каждого типа движений записывается своё отдельное уравнение в биомеханике. Например, пусть система регуляции движений переходит от нормы к патологии. При этом в рамках ККТБ и ТХС мы будем утверждать, что *хаос биосистем – это нормальное состояние покоя*. Обычно же хаотической динамикой представляют патологические режимы в биомеханических системах. Впрочем, и в других системах регуляции биопроцессов хаос тоже играет решающую роль. В любом биомеханическом акте добиться состояния покоя или идентичного, точного повторения того или иного движения невозможно. На это уже указали в 2012 году ученые университета в Стэндфорде, но этот факт был еще доказан 30 лет назад В.М. Еськовым при разработке ККТБ [6, 10] и в различных экспе-

риментах с нейронными сетями дыхательного центра, с организацией различных движений и других динамических процессов в сложных биосистемах. К последним в первую очередь относится организм человека, параметры его гомеостаза. В целом, не только треморограммы, но и кардиограммы, миограммы, нейрограммы демонстрируют непрерывное хаотическое движение их векторов состояний, поэтому ККТБ имеет универсальный характер. При этом именно хаос относят к произвольным процессам, т.к. им невозможно управлять и хаос невозможно прогнозировать. В рамках ККТБ и ТХС мы сейчас покажем, что это не совсем так.

Теоретически, компартментно-кластерные системы могут иметь точки покоя, когда $dx/dt=0$. Но таких точек будет немного и они скорее соответствуют патологическим состояниям БДС. Например, для системы дыхания, респираторных нейросетей дыхательного центра млекопитающих, такая ситуация возникает при гипервентиляции (искусственное, аппаратное состояние), при обездвиживании (яд кураре) или других особых экспериментальных случаях, а также при тяжелых патологиях (внезапная остановка дыхания).

В норме нейросети дыхательного центра будут продуцировать какую-то активность и эта активность может иметь даже не обязательно периодический характер. Более того, сами колебательные движения при дыхании имеют выраженный хаотический характер, т.е. мы имеем некоторые колебания, которые одинаково повторить нельзя. Дыхание не является строго периодическим движениям ВСС. Однако, это утверждение более наглядно демонстрируется на биомеханическом примере, когда мы регистрируем параметры *постурального тремора*, так как это очень быстрый процесс, но он эквивалентен в аспекте хаоса регуляции дыхания, дыхательным движениям, которые якобы произвольны, но они не могут быть точно повторены.

Действительно, удержание пальца в точке пространства – это сознательный акт и он должен происходить при определенном уровне возбуждения со стороны вышележащих структур головного мозга. При этом сознание должно работать и задавать ВУВ для нижнего кластера, состоящего из трех компартментов: афферентное звено, спинальная нейросеть, эфференты (нейроны) вместе с миофибриллами.

Таким образом, для системы *тремора* мы постулируем наличие трехкомпартментной нейросети на уровне головного мозга в виде первого компартмента который воспринимает афферентацию; второго компартмента (центральное звено), который перерабатывает эту афферентацию; и третьего компартмента, который задает выходные

драйвы через мотонейроны (нижний, управляемый кластер) на миофибриллы.

В общем виде верхний кластер нейросетей мозга может задавать просто определенный уровень возбуждения в нижнем кластере (эфферентном кластере) и от этого уровня будет зависеть работа всей биомеханической системы (параметры *постурального тремора*). Простейшая система регуляции *тремора* будет иметь вид двухкластерной, трехкомпарментной (по три компартмента в каждом кластере) иерархической биосистемы. Структура такой системы в виде графа изображена на рисунке 3.1.

Для таких сложных систем в ККТБ была доказана теорема о том, что динамический режим системы (различается в том числе и периодический) возникает, если число компартментов $m \geq 3$. Поэтому мы и взяли 2 кластера по 3 компартмента в каждом. Отметим, что афферентное звено, центральное звено и эфферентная часть имеется в любой биомеханической системе, в анализаторах и в разных нейровегетативных контурах регуляции. Ее можно ввести в любую регуляторную систему любого организма человека или животного (имеющего нервную систему).

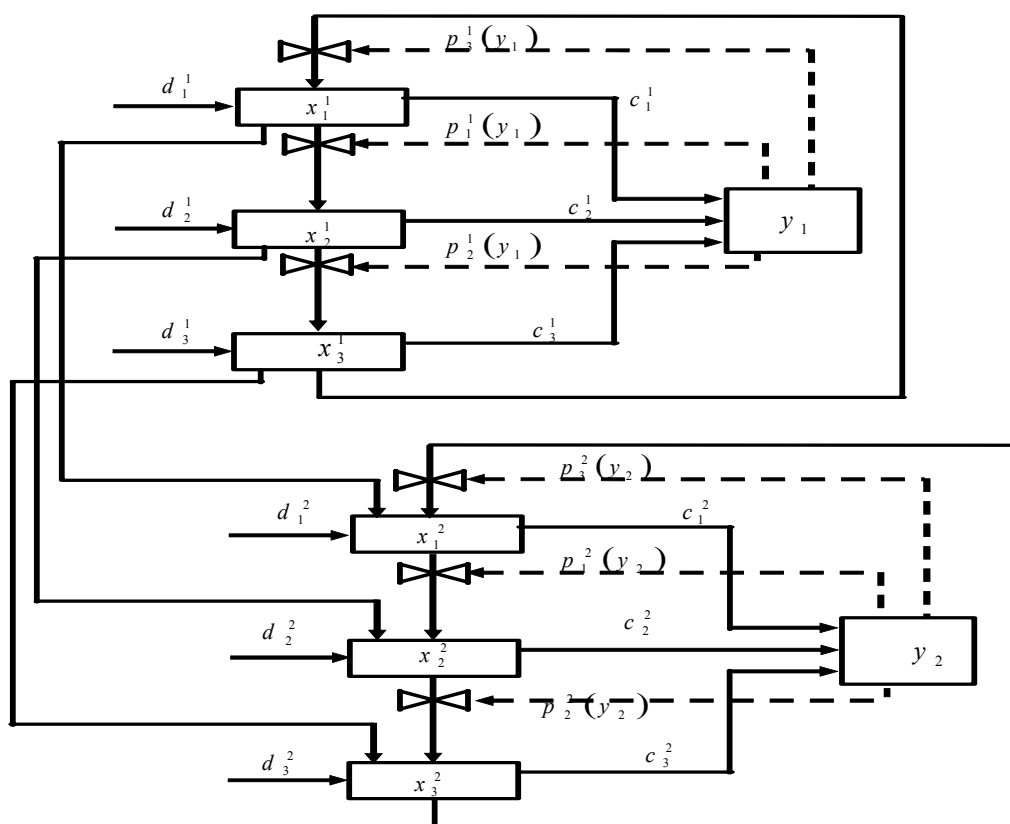


Рис. 3.1. Модель двухкластерной трехкомпарментной системы организации тремора

Очень важно подчеркнуть, что любая хаотичная работа таких систем обусловлена именно их компартментно-кластерной структурой (согласно восьмого принципа организации подобных систем в ККТБ). Именно это свойство и структура таких систем, базирующихся на реальных связях природных систем, дает все разнообразие динамики БДС. Модели в ККТБ максимально приближены к реальностям (как это было уже сделано в физике, химии, технике). В результате, компартментно-кластерная структура организации реальных биосистем и их моделей приводит к удивительным динамикам поведения БДС. В частности, при определенных уровнях возбуждения первого (иерархического) кластера в нижнем, управляющем кластере (спинальный уровень) всегда будет наблюдаться хаотическая динамика поведения выходной функции $y(t)$. Именно такая динамика $y(t)$ соответствует обычному постуральному тремору. Иными словами в биомеханической системе при нормальных уровнях возбуждения любая попытка стационарироваться (удержать конечность в данной точки пространства) порождает бесконечный хаос в динамике поведений интегральной функций возбуждения (выхода) $y=y(t)$. Как следствие – в треморе не могут быть периодические (устойчивые) колебания, он всегда хаотичен и неповторим.

Биомеханически это означает, что конечность (палец) не может демонстрировать точку покоя, которая общепринята в рамках ДСП. Мы не будем иметь $dx/dt=0$, а $x_i=const$. С позиции физической механики это означает, что вертикальная координата пальца в виде $x_i=x_i(t)$ никогда не будет удовлетворять уравнение $dx_i/dt=0$. В фазовом пространстве состояния, где $x_1=x_1(t)$, $x_2=x_2(t)=dx_1/dt$, $x_3=x_3(t)=dx_2/dt$, мы получим некоторый *квазиаттрактор*. Это означает что вектор $x=x(t)=(x_1, x_2, x_3)^T$, будет непрерывно двигаться в пределах ограниченного объема ФПС (это и есть КА). А параметры этого КА будут удовлетворять некоторому аналогу принципа неопределенности Гейзенберга. Неопределенность и хаос БДС уже заложен в динамике и организации биосистемы по компартментному принципу, т.е. в ККТБ.

Для примера рассмотрим некоторую характеристику конкретного объекта исследования (испытываемого). Отметим, что для каждого испытываемого в ТХС мы будем иметь свою правую часть неравенства $\Delta x_1 * \Delta x_2 \geq V_G$, где V_G – минимальный объем параметра *квазиаттрактора*, который характеризует координату x_1 и скорость $x_2 = dx_1/dt$ движения пальца данного человека, находящего в данных условиях.

Характерно, что в ТХС мы будем иметь не одно неравенство (что характерно для квантовой механики), а два: $\Delta x_1 * \Delta x_2 \geq V_G^{min}$ и $\Delta x_1 * \Delta x_2 \leq V_G^{max}$. Эти две граничные характеристики (объем КА) будут

характеризовать физиологический, психический, физический статус испытуемого. Но аналогия с новой механикой весьма характерна, т.к. мы не можем изучать движение ВСС внутри *квазиаттрактора* (точнее оно не имеет смысла, она хаотична, как и у квантовой частицы внутри квантового ящика). Однако ограничительные параметры КА (V_G^{min} и V_G^{max}) реально характеризуют особенности состояния биосистемы. В нашем случае – это поведение биомеханической системы в виде *постурального тремора*.

Динамика поведения ВСС, характеризующего биомеханическую систему, является хаотической внутри ограниченного объема *квазиаттрактора*. Однако эта динамика ограничена (как и в квантовой механике) некоторыми предельными значениями, например, имеется нижняя граница V_G^{min} . Любые попытки управления тремором сознательно, например, при прицеливании, могут несколько изменить размеры этого КА, но уменьшить его до нуля (как и в квантовой механике) нельзя никаким образом. Фактически роль (или доля) произвольности проявляется в пределах изменения границ этих двух *квазиаттракторов* (V_G^{min} и V_G^{max}). Иными словами мы можем управлять частично размерами КА, но хаос вектора состояния в фазовом пространстве все-таки будет демонстрировать произвольность движения (*тремора*). Этот хаос в ККТБ заложен уже в 9-ти принципах организации таких БДС

Уровень возбуждения (и возбудимости) вышележащих структур, верхнего иерархического кластера (головного мозга) существенно влияет на качество выполнения этого биомеханического акта – на параметры *постурального тремора*. Задача моделирования такого сложного процесса регуляции (частичной) параметров *тремора*, особенно при выполнении задания по прицеливанию, будет во многом зависеть от возможностей компартментно-кластерного, иерархического моделирования подобных сложно организованных структур. Именно для целей моделирования регуляции параметрами хаоса при *постуральном треморе* мы и использовали компартментно-кластерное моделирование хаоса и *тремора*.

Одним из главных свойств любой БДС является свойство постоянного колебания параметров системы. Для исследования данного свойства проводятся эксперименты по снятию треморограммы с кисти испытуемых и далее со всего тела в различных физиологических состояниях организма. Эти треморограммы могут быть образованы в рамках стохастики, например, путем расчета АЧХ или *автокорреляционных функций* (АФ), что обычно и делалось до появления ТХС.

Однако такие графики представляют собой АЧХ, которые, для более детального анализа, с помощью программы на ЭВМ, разделяются

на отдельные графики, соответствующие низко-, средне- и высокочастотному диапазонам. Библиотека АЧХ будет пополняться до тех пор, пока не будут выявлены так называемые маркеры (эталонные графики), по которым возможным станет идентифицировать состояние больного по одной лишь треморограмме. Однако, в реальности для *тремора* мы можем получать бесконечное число функций распределения $f(x)$ и АЧХ и поэтому мы перешли к другим методам обработки данных. В исследованиях использовалось несколько типов наблюдений и экспериментов.

Суть первого типа экспериментов заключается в статическом удержании пальца над пластиной, фиксирующей положение руки по двум фазовым координатам – микроперемещения пальцев руки (x , м) и скорость перемещения (v , м/с). Каждый испытуемый проходит эксперимент в разных состояниях организма по три раза: до прицеливания, во время прицеливания и после прицеливания. Очевидно, что второй этап эксперимента соответствует вовлечению в данный процесс мозговой деятельности. То есть необходимо удерживать кисть руки в одном положении осознанно контролируя ее неподвижность. При наличии цели движение конечности становится произвольным, но его выполнение в действительности происходит непроизвольно, так как все функции распределения для треморограмм $f(x)$ будут разными, стохастика не работает.

Одновременно и все амплитудно-частотные характеристики (АЧХ) демонстрируют неповторяемость и поэтому нами рассматривается двумерное фазовое пространство, описывающее динамику поведения *вектора состояния организма человека* (ВСОЧ) по координатам x и v . В этом двухмерном фазовом пространстве движение вектора состояния системы имеет хаотический характер, но в пределах ограниченной области этого фазового пространства.

Одновременно было проведено компартментно-кластерное моделирование данных процессов. Для моделирования использовались пакеты прикладных программ, реализующих имитационное моделирование поведения системы из 2-х кластеров при различных начальных состояниях и различных значениях коэффициента диссипации (b). Модель позволяет увидеть результат работы каждого кластера по отдельности и производить изменение коэффициента диссипации для реализации различных режимов работы. В результате работы имитационной модели при различных значениях коэффициента диссипации на ее выходе формируются сигналы, которые по своим параметрам и характеру согласуются с результатами обработки и оценки реальных сигналов.

На рисунках 3.2, 3.3, 3.4 представлены реальные и модельные данные испытуемого D.Z.A. до, во время и после прицеливания соответственно.

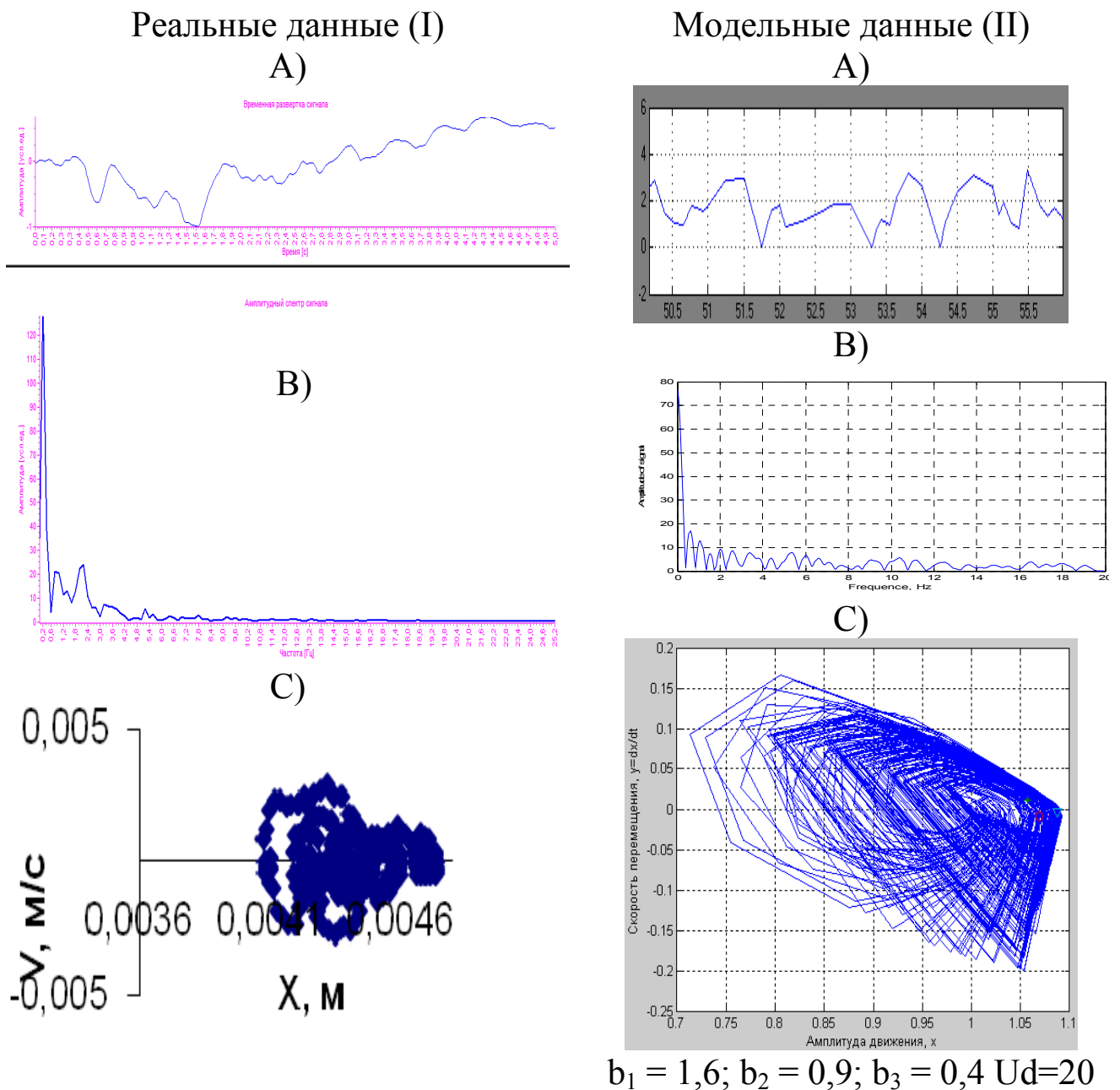
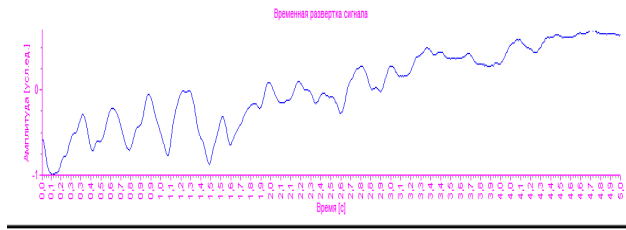


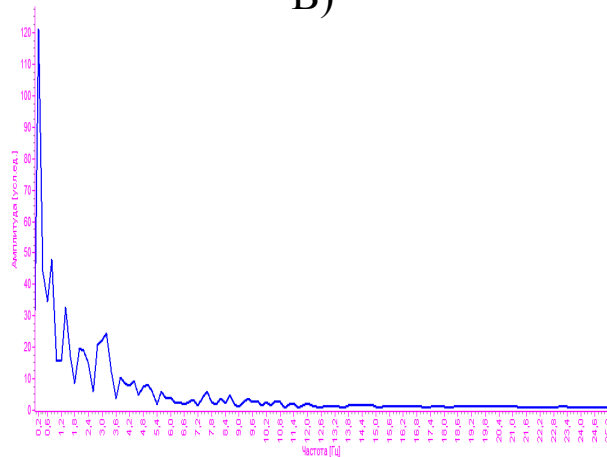
Рис. 3.2. Реальные (слева-I) и модельные (справа-II) данные на примере испытуемого D.Z.A. до момента прицеливания:
а) реальный сигнал (А-I) и модельный сигнал (А-II) с выхода второго кластера; б) амплитудно-частотная характеристика реального (В-I) и модельного сигнала (В-II); в) фазовая плоскость реальная (С-I) и модельная (С-II) сигнала в координатах x и dx/dt . Параметры модели:
 $b_1 = 1,6; b_2 = 0,9; b_3 = 0,4 U_d=20$

Реальные данные (I)

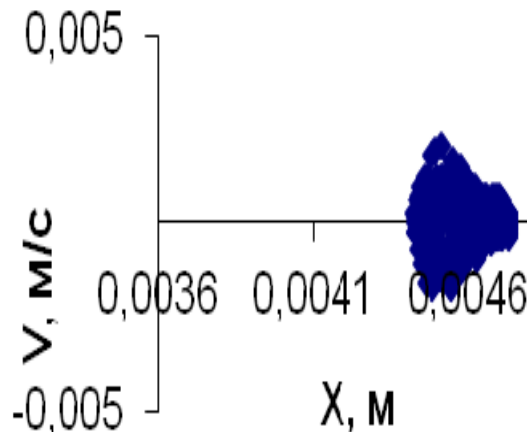
A)



B)

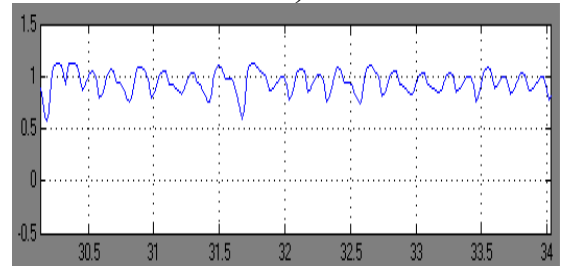


C)

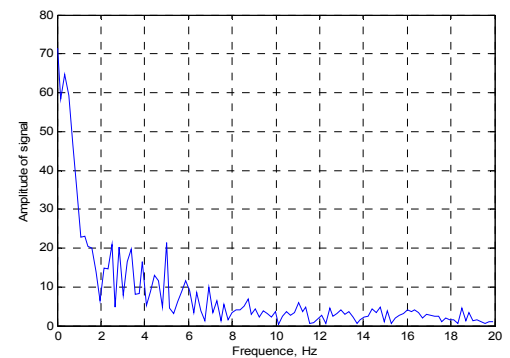


Модельные данные (II)

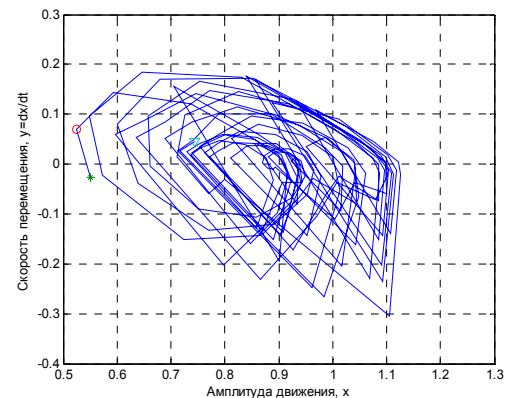
A)



B)

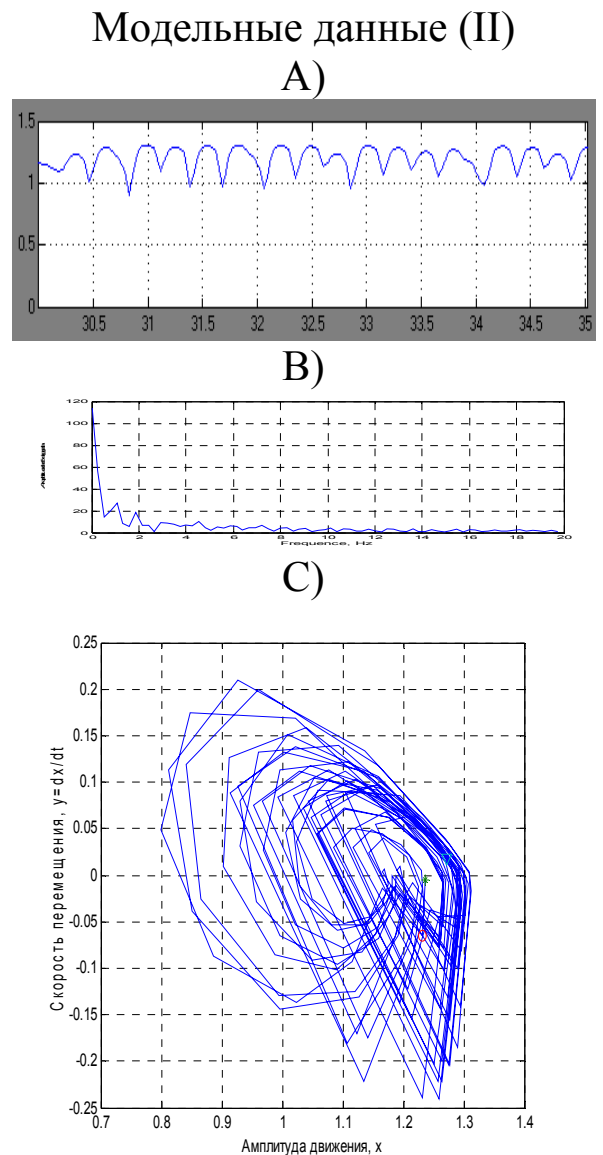
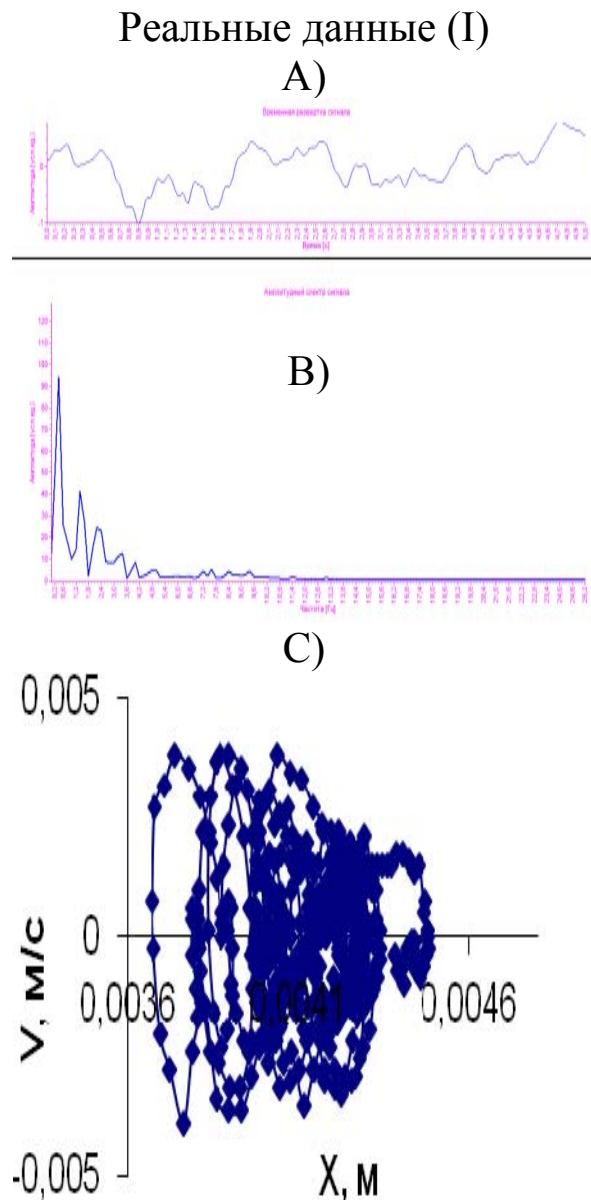


C)



$$b_1 = 1,9; b_2 = 1,1; b_3 = 0,5 U_d = 20$$

Рис. 3.3. Реальные (слева) и модельные (справа) данные на примере испытуемого D.Z.A. в период прицеливания: а) реальный сигнал (А-I) и модельный сигнал (А-II) с выхода второго кластера; б) амплитудно-частотная характеристика реального (В-I) и модельного сигнала (В-II); в) фазовая плоскость реальная (С-I) и модельная (С-II) сигнала в координатах x и dx/dt . Параметры модели: $b_1 = 1,9$; $b_2 = 1,1$; $b_3 = 0,5$ $U_d = 20$



$$b_1 = 1,5; b_2 = 1,0; b_3 = 0,4 U_d = 20$$

Рис. 3.4. Реальные (слева) и модельные (справа) данные на примере испытуемого D.Z.A. после прицеливания: а) реальный сигнал (А-I) и модельный сигнал (А-II) с выхода второго кластера; б) амплитудно-частотная характеристика реального (В-I) и модельного сигнала (В-II); в) фазовая плоскость реальная (С-I) и модельная (С-II) сигнала в координатах x и dx/dt . Параметры модели приближаются исходному значению: $b_1 = 1,5; b_2 = 1,0; b_3 = 0,4 U_d = 20$

Это соответствует попыткам особого управления параметрами тремора. При этом традиционные стохастические параметры и без этого демонстрируют калейдоскоп изменений координат вектора $x=x(t)=(x_1, x_2)^T$ в фазовом пространстве, но в пределах ограниченных объемов V_G^{max} этого фазового пространства. Такая ситуация аналогична движению элементарной частицы в потенциальной яме, то есть для таких биосистем (СТТ) выполняется аналог принцип Гейзенберга. При этом порядок проявляется именно в размерах *квазиаттракторов*, которые при прицеливании уменьшаются в размерах и при прекращении целевых усилий возвращаются почти в исходное состояние.

Произвольность тремора (и любого другого движения) проявляется в уменьшении размеров КА. При этом постоянно $dx/dt \neq 0$ и функции распределения $f(x)$ при повторях испытаний будут демонстрировать непрерывный хаос в параметрах АЧХ, корреляционных функций и даже в эффекте смешивания. Иными словами мы в *треморе* не можем наблюдать хаос, изучаемый в современной теории хаоса. Хаос *тремора*, *тептинга*, кардиоинтервалов, электромиограмм и многих других биопроцессов нельзя описывать в рамках теории хаоса В.И. Арнорльда и Лоренца. Это другой хаос самоорганизующихся систем.

Площади полученных *квазиаттракторов* представлены в табл. 3.1, которые на всех рисунках демонстрируют определенную закономерность: уменьшение при прицеливании и возврат в исходное состояние

Таблица 3.1

Площади квазиаттракторов испытуемого D.Z.A.

Вид эксперимента	До прицеливания	Во время прицеливания	После прицеливания
Площадь квазиаттрактора реальная	$10,6812 \cdot 10^{-7}$ у.е.	$0,929832 \cdot 10^{-7}$ у.е.	$8,58307 \cdot 10^{-7}$ у.е.
Площадь квазиаттрактора модельная	0,52365 у.е.	0,01478 у.е.	0,36120 у.е.

По полученным данным можно отметить, что во время прицеливания площадь КА резко сжимается почти в 10 раз с $10,6812 \cdot 10^{-7}$ у.е. до $0,929832 \cdot 10^{-7}$ у.е.. Такую же динамику демонстрирует и модель, у которой площадь *квазиаттрактора* до прицеливания $0,52365$ у.е., а во время прицеливания $0,01478$ у.е., при этом частота реального и модельного сигнала на АЧХ уменьшается, а амплитуда – увеличивается. После прицеливания напряжение в системе заметно уменьшается, коэффициенты диссипации b возвращаются в исходное значение, площади КА увеличиваются с $0,929832 \cdot 10^{-7}$ у.е. до $8,58307 \cdot 10^{-7}$ у.е. в реальной биологической системе и с $0,01478$ у.е. до $0,36120$ у.е. в модели, при этом частота реального и модельного сигнала увеличивается, а амплитуда – уменьшается.

Данный пример демонстрирует возможности управления со стороны сознания параметрами реального *тремора* и модельного процесса, когда модель в описании поведения нервно-мышечной системы человека (*постуральный тремор* пальца руки человека) изменяет параметры *тремора* при прицеливании. На протяжении всего эксперимента уровень внешнего управляющего воздействия был равен $U_d=20$ у.е. Во время первого этапа (до прицеливания) значения коэффициентов диссипации составили: $b_1 = 1,6$; $b_2 = 0,9$; $b_3 = 0,4$. Во время второго этапа эксперимента в данный процесс вовлекается в реальном эксперименте активная мозговая деятельность и происходит увеличение коэффициента диссипации b ($b_1 = 1,9$; $b_2 = 1,1$; $b_3 = 0,5$). За счёт усиления афферентации и появления обратной связи, так как есть необходимость у испытуемого удерживать кисть руки в одном положении. При этом мозг испытуемого осознанно начинает контролироваться её неподвижность, что изменяет параметры *тремора*. После прицеливания происходит психическое и физиологическое расслабление организма, и коэффициент диссипации b уменьшается ($b_1 = 1,5$; $b_2 = 1,0$; $b_3 = 0,4$), то есть система возвращается (почти) в исходное состояние. Таким образом произвольность *тремора* проявляется в изменении параметров *квазиаттрактора* треморограммы. При этом хаотическая динамика *тремора* (его непроизвольность в виде $dx/dt \neq 0$) остается, она непрерывна, а произвольность сводится к изменению параметров его хаотической динамики.

Результаты имитационного моделирования позволяют говорить о высокой согласованности полученных модельных данных с реальными сигналами, зарегистрированными у испытуемых в разных условиях. Для различных состояний ФСО (у нас это была невно-мышечная

система) человека необходимо подбирать коэффициенты b и Ud направлено, что в реальных биосистемах осуществляется мозгом человека или животного. Мы можем сейчас говорить об управлении хаосом. При этом мы сейчас продемонстрировали как происходит переход хаоса в порядок и наоборот. В любой ФСО хаос непрерывно остается, но меняются параметры такого хаоса, абсолютной произвольности в биосистемах не бывает. Детерминизм и стохастика не могут описывать такие сложные системы.

Физиология биомеханических процессов существенно зависит от характера влияния вышележащих нейросетей головного мозга на эффекторный, нижележащий кластер, обеспечивающий непосредственное управление фактически произвольного (целевого) движения – удержания конечности в данной точке пространства. Качество выполнения этого произвольного (по цели), но непроизвольного по факту (реализации задачи постурального тремора) биомеханического акта несомненно протекает с участием нейросетей головного мозга, в частности, нейросетей сенсомоторной коры, структур стриопалидарного комплекса, структур гигантоклеточного ядра и всей ретикулярной формации продолговатого мозга в целом.

Уровень возбуждения (и возбудимости) вышележащих структур, то есть верхнего иерархического кластера (головного мозга) существенно влияет на качество выполнения этого биомеханического акта, то есть на параметры *постурального тремора*. Задача моделирования такого сложного процесса регуляции (частичной) параметров этого тремора, особенно при выполнении задания по прицеливанию, будет во многом зависеть от возможностей компартментно-кластерного, иерархического моделирования подобных сложно организованных структур. Именно для целей моделирования регуляции параметрами хаоса при постуральном треморе мы и использовали компартментно-кластерное моделирование хаоса и *тремора*, которая довольно адекватно представляет параметры *тремора*.

3.4. Где граница произвольности? Реальные процессы в организации тремора

Переход от детерминизма к стохастике и далее к хаосу в изучении биомеханических систем приводит к проблеме возможности моделирования хаотической динамики *постурального тремора*. В общем случае возникает проблема идентификации произвольных движений человека. Иными словами биофизика сложных систем подошла к решению глобальных проблем произвольности и непроизвольности

любых двигательных функций. Возникает проблема возможности моделирования таких процессов качественно и количественно.

На сегодняшний день в традиционном ДСП отсутствуют эффективные модели, которые бы описывали хаотическую динамику поведения биомеханической системы (*постуральный тремор*) в различных режимах якобы произвольного управления. Отсутствуют модели и многих других динамических систем с хаотической динамикой их поведения уникальных СТТ. Иными словами, детерминистско-стохастические модели не могут представлять разнообразие регуляторных влияний мозга (нейросетей мозга) на динамику поведения, например, *постурального тремора*. Отсутствие таких возможностей легко объяснить тем, что при этом описании и моделировании необходимо моделировать сам хаос и не в рамках экспонент Ляпунова с их расходящимися фазовыми траекториями, и не на основе анализа автокорреляционных функций, а с учетом того, что эти траектории могут сходиться, расходиться и даже пересекаться в ФПС в пределах *квазиаттракторов*.

Таким образом, исследование хаотической динамики поведения сложных биомеханических систем с максимальной неопределенностью составляет фундаментальную задачу не только биофизики и биомеханики на современном этапе их развития, но и всего естествознания, т.к. речь идет о СТТ, отличных от ДСП-систем. Результаты таких исследований могут создать некоторую положительную динамику в дальнейшем продвижении методов теории хаоса и самоорганизации в биологических и медицинских науках, а также послужат дальнейшему развитию современной ТХС. Это имеет огромное значение для естествознания и биофизики сложных систем, к которым относятся и биомеханические системы.

Человеческому телу присуще выполнение двух типов движений: произвольных и произвольных. К произвольным относятся движения, которые формируются в процессе жизнедеятельности, в том числе и в спорте (сознательные движения). В их осуществлении участвуют кора головного мозга, экстрапирамидная система и сегментарный аппарат спинного мозга.

Регуляция активных движений осуществляется за счет согласованной деятельности двух двигательных систем: *фазической* (сопряженной симпатической нервной системой) и *тонической* (сопряженной с парасимпатической нервной системой). *Тоническая* система обеспечивает управление мышечным тонусом, который в норме охраняет

суставы от избыточных движений, а сами мышцы от избыточных сокращений и растяжений. Управление активными движениями осуществляется за счет фазической системы. Обе системы связаны обратной связью: при повышении активности *тонической* системы, активность *фазической* снижается и наоборот.

Движения представляют собой сложные рефлексы, которые осуществляются на различных уровнях организации нервной системы. Афферентный сигнал главным образом контролирует формирование движения, а его реализация на периферии (конечности, туловища) осуществляется за счет эфферентного звена, которое управляется нейросетями спинного мозга, т.е. мы всегда имеем трекомпарментную систему организации любого движения.

К непроизвольным движениям относят бессознательные, автоматические движения (отдергивание руки при ожоге т.д.). Простые рефлекторные акты осуществляются тоже без цели (без сознания). Такие непроизвольные акты осуществляются за счет сегментарного аппарата спинного мозга и мозгового ствола.

Исходя из функционального состояния организма, наиболее распространенными и чаще всего исследуемыми видами *тремора*, являются: физиологический (постуральный, холодовый) и паталогический (паркинсонический) виды *тремора*.

Постуральный тремор – достаточно грубый ротаторный тремор, возникающий главным образом в проксимальной мускулатуре при сохранении определенной позы или удерживании какой-либо тяжести. Может также наблюдаться *титубация* – грубое дрожание головы и туловища, разновидность *постурального тремора*, появляющаяся в вертикальном положении и исчезающая в горизонтальном. *Постуральный тремор* и *титубация* характерны для поражений мозжечка. При гепатолентикулярной дегенерации (болезнь Вильсона) возможен как интенционный *тремор*, так и *тремор* покоя. Наиболее характерны ритмичный «порхающий» *тремор* и *тремор* «бьющихся крыльев», возникающие соответственно в дистальных и проксимальных отделах конечностей. Известен также *астериксис* («печеночное порхание») – грубые медленные неритмичные движения, возникающие в вытянутых руках при печеночной (портокавальной) и иных тяжелых метаболических энцефалопатиях. Астериксис возникает в результате эпизодов кратковременного расслабления («электромиографического молчания») антигравитационных мышц, участвующих в удержании

определенной позы; таким образом, это разновидность миоклонии («негативный миоклонус»), а не истинный *тремор*.

Холодовый тремор – мышечная дрожь, возникающая при общем переохлаждении организма. Он является специфической реакцией организма в ответ на охлаждение. В результате научных исследований установлено, что на периферии (кожа и подкожные сосуды) холодовые терморцепторы проявляют максимальную активность в диапазоне 16-32°C, они дают фазовое учащение разряда на понижение температуры и количественно преобладают над тепловыми. Значение *холодового тремора* для целей выживания организма очень велико, т.к. ещё до наступления холодовой дрожи, такая скрытая сократительная деятельность мышц обеспечивает достаточно высокий объем химической терморегуляции. Эффективность холодовой мышечной дрожи, с точки зрения терморегуляции, в 2,5 раза выше мышечной работы и является мощным механизмом химической терморегуляции. При наступлении холодовой дрожи *холодовый тремор* никуда не исчезает, он лишь заполняет паузы между приступами холодовой дрожи. Вместе с тем, наиболее выгодным источником теплопродукции считается *холодовый тремор*, который более строго локализован топографически в проксимальных мышцах тела (шея, голова), что позволяет избегать дополнительных потерь тепла, хотя детальные исследования показали, что *холодовый тремор* присущ практически всем мышцам тела, за исключением мышц диафрагмы. При интенсивном *холодовом треморе* возможно повышение обмена на 36–45%.

Паркинсонический тремор отличается большой амплитудой, в десятки и сотни раз превышающей амплитуду физиологического тремора; в дистальных отделах рук крупноразмашистый *тремор* иногда достигает степени «порхания». Амплитуда дрожания, в отличие от его частоты, относится к наиболее непостоянным параметрам: она может непрерывно меняться под влиянием самых разнообразных факторов эндо- и экзогенного характера. *Паркинсонический тремор* становится менее выраженным или исчезает при выполнении направленного движения, что объясняется десинхронизацией вызывающих его моторных импульсов. Этим паркинсонический тремор отличается от *эссенциального (семейного) тремора*, который присутствует всегда, не уменьшаясь при движении.

Физиологический тремор проявляется у любого человека, в виде квазиритмических дрожания с частотой 2-15 Гц. Однако, как правило, он не ощущается человеком, и может зависеть от биомеханиче-

ских свойств мышц и суставов конечностей. Таким образом, чем значительнее размер сустава, тем ниже частота *тремора*, т.е. имеется возрастная закономерность. По данным многих авторов *усиленный физиологический тремор* имеет ту же частоту, но гораздо большую амплитуду движения, чем *обычный физиологический тремор*. Такой *тремор* называется акцентуированным, является *тремором* действия и возникает при состояниях, приводящих к возбуждению периферических β -адренорецепторов.

Спокойное состояние человека может быть нарушено возбуждением сенсорных систем, раздражителями психоэмоциональной или медикаментозной природы. Это, в свою очередь, отражается на характеристиках *постурального тремора*. Существует огромное количество возмущающих факторов, влияющих на ЦНС и параметры *тремора*. Стохастический анализ треморограмм и ограничения в виде непрерывной динамики чередований функций распределения $f(x)$ является главным доказательством сложной организации системы управления *тремором*.

Действительно, если рассматривать понятие произвольности или наличия цели со стороны субъекта, то *постуральный тремор* конечности имеет цель: удержание руки в данной точке пространства. В этом его отличие от других видов тремора, например, холодового (возникающего при переохлаждении организма), и следовательно, *постуральный тремор* – это произвольное движение. Однако, на этом вся его произвольность и заканчивается. Никогда человек произвольно не сможет повторить свой *постуральный тремор*, его детерминистские или стохастические параметры. Динамика любого интервала треморограммы в течение 1–1,5 сек. и любых других последующих подобных интервалов не повторима и не воспроизводима с позиций детерминизма и стохастики.

В это понятие невоспроизводимости *тремора* мы вкладываем не только неповторимость нативной кривой зависимости, например, положение пальца по отношению к датчику в виде $x_I = x_I(t)$, что представлено на рис. 3.4.

Все известные стохастические характеристики *постурального тремора* любого человека на нашей Планете являются неповторимыми параметрами этого вида движений. АЧХ *тремора* на любом временном отрезке t_i , где $t_1 + \dots + t_i + \dots + t_n = T$ при даже очень коротких общих интервалах времени T будет неповторимой и невоспроизводимой в принципе. Полную неопределенность в своей динамике имеют и автокорреляционные функции $A = A(t)$.

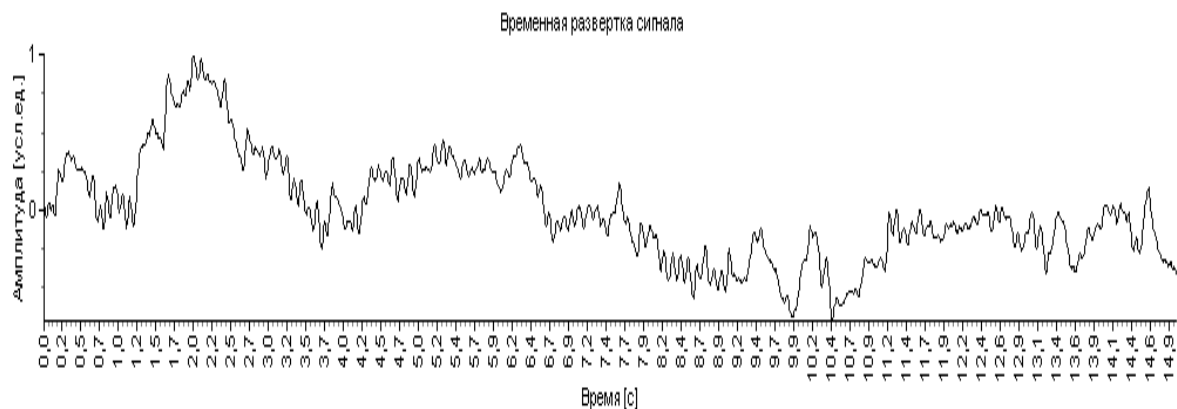


Рис. 3.4. Примеры хаотической динамики поведения фазовых координат тремора: x_I – перемещение пальца (временная развертка сигнала)

Однако, эти колебания не имеют устойчивых функций распределения (они непрерывно изменяются), они хаотичны по своей сути (*flickering systems*). Эти кривые $A(t)$ не сходятся к нулю (рис. 3.5B) с возрастанием t и представляются непрерывным хаотичным процессом в виде некоторых колебаний (в виде хаотических колебаний). При этом такой биологический хаос отличен от хаоса в физических, химических или технических системах, так как нельзя повторить начальное состояние биосистемы $x(t_0)$. Мы сейчас говорим об особых СТТ – *complexity*, для которых непрерывно и постоянно $dx/dt \neq 0$. На рис. 3.5A показывается АЧХ треморограммы, а B – автокорреляционная функция этой треморограммы.

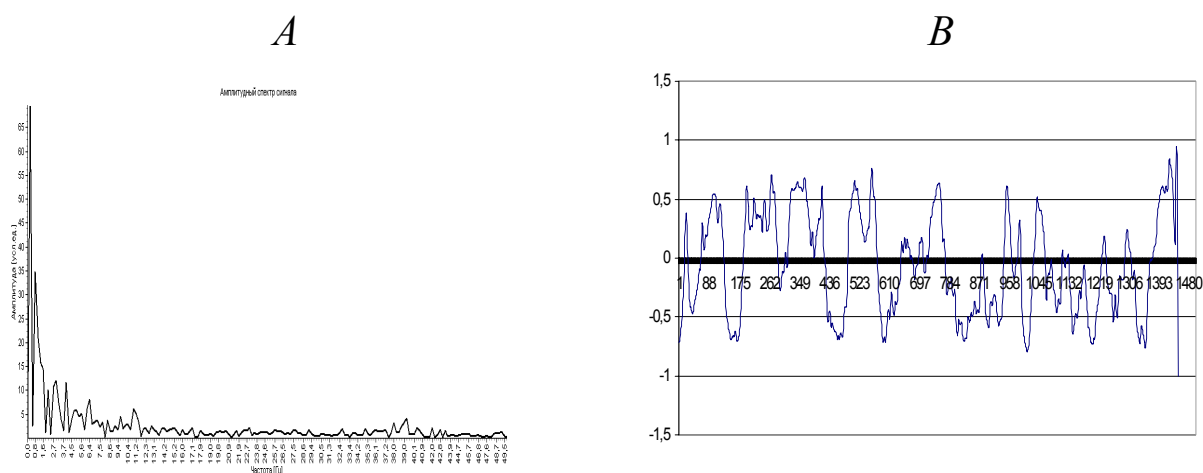


Рис. 3.5. Амплитудно-частотная характеристика треморограммы – A и вид автокорреляционной функции $A(t)$ для этой треморограммы – B, испытуемый Б.Д.К.

Действительно, этот хаос биосистем существенно отличается от такового в физических и технических системах; от хаоса, который изучается в современной теории хаоса В.И. Арнольда и других учёных. Две близлежащие фазовые траектории не расходятся в фазовом пространстве и для них нет экспонент Ляпунова, а автокорреляционные функции $A(t)$ не сходятся к нулю (рис. 3.5).

Всё это примеры (и АЧХ и $A(t)$) хаотических, неповторимых процессов, которые при попарном сравнении иногда и могут демонстрировать принадлежность к одной генеральной совокупности, но это очень редкие явления. В табл. 3.2 представлены результаты попарного сравнения по критерию Вилкоксона участков (по 1 сек) регистрируемой треморограммы (длительность регистрации 15 сек) у испытуемого Б.Д.К. при исходном (без физической нагрузки) состоянии.

В табл. 3.2 была зафиксирована возможность отнесения 9-ти исходных выборок к одной генеральной совокупности, что бывает редко (выводы по результатам более 1000 измерений). Обычно такие парные сравнения не демонстрируют возможность отнесения двух участков треморограммы (по 1 сек) к одной общей генеральной совокупности. Характерно, что сами эти пары между собой всё-таки не «совпадают» в большинстве (9 пар из 105 пар), т.е. их нельзя отнести к одной генеральной совокупности.

Таблица 3.2

Попарное сравнение по Вилкоксону при $p < 0.05$ (испытуемый ВЮ1 эксперименты 1-15) при треморе без нагрузки

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1		0,000	0,000	0,028	0,857	0,000	0,133	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
2	0,000		0,104	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
3	0,000	0,104		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
4	0,028	0,000	0,000		0,099	0,000	0,131	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
5	0,857	0,000	0,000	0,099		0,000	0,272	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
6	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
7	0,133	0,000	0,000	0,131	0,272	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
8	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,008	0,000	0,000
9	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,018	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000
10	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,018		0,709	0,000	0,000	0,000	0,000
11	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	0,709		0,000	0,000	0,000	0,000
12	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,049	0,622
13	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,008	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,001
14	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,049	0,000		0,056
15	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,622	0,001	0,056	

Для нас совершенно очевидно, что все традиционные стохастические подходы совершенно не применимы для описания таких сложных биосистем как организация *тремора*. Гомеостаз в целом (как и тремор) не является примером динамической системы, которую можно описывать в рамках ДСП. Однако, возможность детерминизма все-таки возможна на основе моделирования произвольных движений человека (*тремора*) в рамках компартментно-кластерного подхода.

На сегодняшний день в традиционном ДСП (науке) отсутствуют эффективные модели, которые бы описывали хаотическую динамику поведения биомеханической системы (*постуральный тремор*) в различных режимах якобы произвольного управления. Нет моделей и многих других динамических систем с хаотической динамикой их поведения (уникальных СТТ). Иными словами, детерминистско-стохастические модели не могут представлять разнообразие регуляторных влияний мозга (нейросетей мозга) на динамику поведения, например, *постурального тремора*. Отсутствие таких возможностей легко объяснить тем, что при этом описании и моделировании необходимо моделировать сам хаос и не в рамках экспонент Ляпунова с их расходящимися фазовыми траекториями, и не на основе анализа автокорреляционных функций, а с учетом того, что эти траектории могут сходиться, расходиться и даже пересекаться в ФПС в пределах *квазиаттракторов*. Хаос СТТ отличен от хаоса в физике, химии, технике! Это другой хаос других систем.

Отметим, что необходимо моделировать не просто хаос (как это делает сейчас физика, химия, математика и техника), а моделировать *системы управления хаосом*. Например, моделировать нормальные или патологические режимы дыхания, работы сердца, произвольных и произвольных движений, вообще норму и патологию в организме человека и животных. Для решения этой проблемы продемонстрируем возможность ТХС на начальном этапе ее возникновения, т.е. при выполнении только одного типа управления – управления параметрами произвольного движения (*тремора*). Подобные механизмы самоорганизации имеются и в системах регуляции любых других биосистем (дыхания, работы сердца, гуморальных и висцеральных систем, гомеостаза в целом).

В ТХС мы демонстрируем инверсию понятий. Если в ДСП любое регулярное движение в динамике поведения биосистемы (периодическое, например) было обычно нормой: якобы нормальное (периодическое) дыхание, якобы нормальное биение сердца и т.д., то сейчас мы

говорим, что такая динамика – это обычно патология. Нормальное состояние любой сложной биосистемы (СТТ в нашей классификации) – это хаос, но в пределах *квазиаттракторов*. Патология возникает при периодических (регулярных) процессах или полном покое (в финале – это смерть).

Для демонстрации представим модели в рамках ККТБ, которая использует первый постулат ТХС из пяти, сформулированных В.М. Еськовым в ТХС, т.е. мы имеем дело только с компартментами и кластерами (отдельный элемент – не дает информации о поведении БДС). На исследуемых моделях вида (1) с позиций ККТБ мы будем в норме иметь неповторимую и непредсказуемую (с позиций ДСП) динамику *тремора*. Это означает, что для любого участка треморограммы мы никогда не получим одинаковую АЧХ и другие ДСП-характеристики (но параметры *квазиаттрактора* приблизительно сохраняются). На модели это выглядит в виде нестационарных динамик треморограмм, если мы не будем изменять параметры систем уравнений.

Для решения задачи моделирования таких медико-биологических показателей как электроэнцефалограмма, электрокардиограмма, ритмограмма, тремограмма, как наиболее показательных для описания вектора состояния организма человека, была использована трехкомпарментная двухкластерная модель (рис. 3.1). Для исследования сигнала применялись методы ТХС. Вид имитационной модели двухкластерной трехкомпарментной сложной БДС, построенной на базе пакета прикладных программ MatlabSimulink, представлен на ранее приведенном рис. 3.1 в рамках теории графов.

Напомним, что система уравнений, описывающая данную модель, имеет вид:

$$\dot{x}_1 = A_{11}(y_1)x_1 - bx_1 + u_1d_1 ,$$

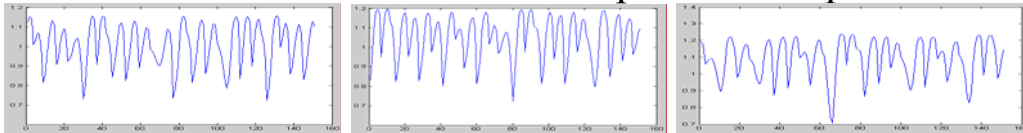
$$\dot{x}_2 = A_{21}x_1 + A_{22}(y_2)x_2 - bx_2 + u_2d_2$$

$$y_1 = c_{11}^T x_1$$

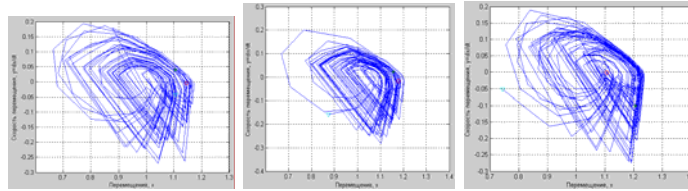
$$y_2 = c_{21}^T x_1 + c_{22}^T x_2$$

На рисунке 3.6. представлены примеры моделируемого сигнала (квазипериодический сигнал) и его обработка при трех различных значениях коэффициента диссипации b_1 и фиксированных значениях $b_2 = \text{const} = 1$, $b_3 = \text{const} = 0,1$, $Ud = \text{const} = 50$.

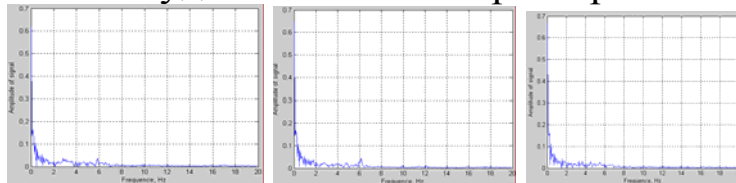
Сигнал на выходе со второго кластера



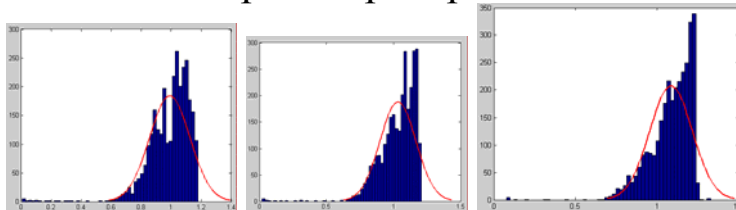
Фазовая плоскость



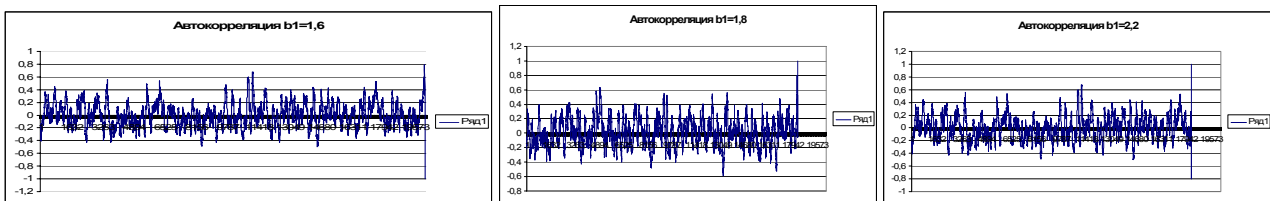
Амплитудно-частотная характеристика



Гистограмма распределения



Автокорреляционная функция



- 1) $b_1 = 1,6$; $b_2 = 1$; $b_3 = 0,1$; $U_d = 50$
- 2) $b_1 = 1,8$; $b_2 = 1$; $b_3 = 0,1$; $U_d = 50$
- 3) $b_1 = 2,2$; $b_2 = 1$; $b_3 = 0,1$; $U_d = 50$

Рис. 3.6. Пример моделируемого сигнала (квазипериодический сигнал) и его обработка при различных значениях коэффициента диссипации b_1 ; $b_2 = \text{const} = 1$; $b_3 = \text{const} = 0,1$; $U_d = \text{const} = 50$

Фазовые портреты выше представленных характеристик (рис. 3.4) кажутся схожими, но при численном изучении оказывается, что сам *квазиаттрактор* совершает перемещения на фазовой плоскости. При этом характер хаоса при описании СТТ отличается от детерминированного хаоса с его ляпуновскими величинами, когда кривые не пересека-

ются, а исходно находясь на малом расстоянии друг от друга, расходятся экспоненциально в ФПС. При изменении состояния нейросетей мозга (за счет коэффициента диссипации b_I) фазовый портрет динамики поведения треморограмм постепенно преобразуется, изменяется площадь ограниченная замкнутой траекторией (рис. 3.4). АЧХ на разных участках временной диаграммы будут сходными, но при количественном изучении видно, что амплитуда колебаний изменяется по мере увеличения коэффициента диссипации b_I . Сдвиги на фазовом портрете первоначальной траектории выходного сигнала $y_2(t)$ при сохранении формы сигнала еще раз подтверждают постоянную эволюцию КА в пределах ФПС.

График автокорреляционной функции демонстрирует неустойчивую повторяемость базовой функции – положительная автокорреляция означает, что отклонения от равновесия (*equilibrium*) имеют тенденцию сохраняться от периода к периоду; отрицательная автокорреляция означает, что отклонения от равновесия имеют тенденцию к обратному движению. Полученные графики автокорреляционных функции ($A(t)$), при различных значениях коэффициента диссипации b_I , демонстрируют непрерывные хаотические изменения. Это ещё раз подтверждает, что работать с этими параметрами при описании сложных СТТ (к которым относится *тремор*) невозможно в рамках стохастики или детерминизма и тем более классической теории хаоса, где $A(t)$ должны сходиться к нулю.

Статистическая обработка полученных модельных данных осуществлялась при помощи следующих программных пакетов: «ExcelMSOffice-2003» и «Statistica 6.1». Число наблюдений в выборке превышает 50 значений, в этом случае мы определяем тип распределения с помощью критерия Лиллиефорса. При этом за нулевую гипотезу принимается то, что изучаемое распределение отличается от нормального. Если достигнутый уровень значимости (p) при проверке гипотезы будет меньше, чем критический (принимаемый за 0,05), то нулевая гипотеза отклоняется, а это значит, что распределение отличается от нормального. Во всех наших модельных кривых закон Гаусса не подтвердился, поэтому дальнейшие исследования зависимостей производились методами непараметрической статистики. Сравнение групп осуществлялось с использованием критерия Фридмана (при сравнении 3 и более зависимых групп) для оценки наличия различий между группами. Выявление различий между конкретными группами (парное сравнение групп) выполнялись при помощи непараметрического критерия Вилкоксона .

В табл. 3.3 представлена типовая проверка полученных выборок (из модельных треморограмм) при изменении коэффициента дисси-

пации b_1 на возможность нормального распределения. Сходные таблицы получены и для нескольких сотен треморограмм, изученных на кластерной модели 3.1.

Таблица 3.3

Проверка выборок модельных значений выхода $y_2(t)$ модели (1) при изменении коэффициента диссипации b_1 на возможность нормального распределения

		N	Макс.D	К.-С. Р	Лиллиеф. Р
Var1	$b_1=1,6$	17400	0,072081	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var2	$b_1=1,8$	18354	0,07364	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var3	$b_1=2,2$	20194	0,057407	$p < 0,01$	$p < 0,01$

Примечание: N – количество наблюдений; max D – максимальное значение дисперсии; К.-С. Р. – значение критерия Колмогорова Смирнова; Лиллиефорса; Р – значение критерия Лиллиефорса; p – достигнутый уровень значимости при проверке типа распределения (на нормальность) при критическом уровне значимости принятым равным $p > 0,05$.

При проверке выборок путем изменения коэффициента диссипации b_1 на возможность нормального распределения выявлено, что все выборки не описываются законом нормального распределения, так как достигнутый уровень значимости по критерием Лиллиефорса и Колмагорова-Смирнова $p < 0,05$ для всех тремолрограмм при разных b и ud , поэтому дальнейшие исследования зависимостей данных параметров производились методами непараметрической статистики.

Результаты описательной статистики по параметрам $b_1^1=1,6$, $b_1^2=1,8$, $b_1^3=2,2$, при $b_2=const=1$, $b_3=const=0,1$, $Ud=const=50$ представлены в таблице 3.4.

Таблица 3.4

Описательная статистика по параметрам $b_1^1=1,6$, $b_1^2=1,8$, $b_1^3=2,2$, при $b_2=const=1$, $b_3=const=0,1$, $Ud=const=50$

Пере- менная	N	Сред- нее	Дове- рит. -95%	Довер. +95%	Ме- диана	Мини- мум	Макси- мум	Процен- тиль 25,00000	Процен- тиль 75,00000	Стд. откл.
$b_1^1=1,6$	17400	0,0003	0,0002	0,0004	0,0003	0,000058	0,000799	0,000224	0,000370	0,00019
$b_1^2=1,8$	18354	0,0024	0,0009	0,0039	0,0015	0,000134	0,013459	0,000721	0,003148	0,00308
$b_1^3=2,2$	20194	0,3230	0,1715	0,4745	0,2840	0,000695	1,251218	0,094368	0,467348	0,30467

При первом шаге (табл. 3.4) мы проверили наличие существенных различий по трём интервалам τ регистрации модельных сигналов. Наличие $p < 0,05$ свидетельствует о существенных различиях полученных трёх выборках с позиции дисперсионного анализа. В нашем случае $p < 0,000001$, следовательно, различия в данных выборках есть.

В таблице 3.5 представлены результаты попарного сравнения всех трех выборок для разных коэффициентов диссипации b_1 в виде матрицы по критерию Вилкоксона (для связанных выборок и их числе $n \geq 3$). Если $p < 0,05$, то тогда справедлива гипотеза о том, что выборки принадлежат разным генеральным совокупностям. Надежность используемых статистических оценок принималась не менее 95%.

Наличие $p < 0,05$ свидетельствует о существенных различиях полученных выборок с позиций дисперсионного анализа. Иными словами выборки не принадлежат одной генеральной совокупности. В нашем случае представлены в табл. 3.5 пары выборок: $b_1=1,6$ & $b_1=1,8$ ($p=0,0001$), $b_1=1,6$ & $b_1=2,2$ ($p=0,00000$), $b_1=1,8$ & $b_1=2,2$ ($p=0,00000$) $p < 0,05$. Следовательно, различия в данных выборках есть и они существенны, т.к. первая пара показывает 10^{-4} , а остальные менее 10^{-6} .

Отдельно была выявлена чувствительность модели к вариации параметра b_1 . Матрица попарного сравнения выборок (модельных треморограмм) для разных значений коэффициента диссипации b_1 для выявления чувствительности модели представлена в табл. 3.6.

Таблица 3.5

Попарное сравнение выборок (модельных треморограмм) для разных коэффициентов диссипации b_1 по критерию Вилкоксона

	Число набл.	T	Z	p-уровень
$b_1=1,6$ & $b_1=1,8$	17400	73107409	3,89143	0,000100
$b_1=1,6$ & $b_1=2,2$	17400	54877462	31,41694	0,000000
$b_1=1,8$ & $b_1=2,2$	17400	56485679	28,97918	0,000000

Примечание: T – наименьшая сумма рангов для каждого параметра (сумма отрицательных и положительных рангов); Z – наименьшее значение T, используемое для расчёта фактического уровня значимости критерия; p – фактический уровень значимости критерия.

Очевидно, что изменения в третьем знаке после запятой уже нарушает принцип отнесения пар к общей генеральной совокупности. Результаты «совпадения» пар (их отнесения к общей генеральной совокупности) очень похожи на результаты табл. 1, полученной от анали-

за треморограмм одного человека при последовательной регистрации *тремора* по 5 секунд (подряд). Можно предположить, что механизм организации тремора подобен модельному процессу, если в 3-м знаке после запятой будет «плавать» значение коэффициента диссипации b_1 .

Таблица 3.6

Матрица попарного сравнения значений коэффициента диссипации b_1 для выявления чувствительности модели

Значения b_1	1,504	1,505	1,506	1,507	1,508	1,509	1,510	1,511	1,512	1,513
1,504		0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
1,505	0,0000		0,9267	0,5087	0,0000	0,0000	0,0224	0,0000	0,0000	0,0000
1,506	0,0000	0,9267		0,6019	0,0000	0,0000	0,0009	0,0000	0,0000	0,0000
1,507	0,0000	0,5087	0,6019		0,0000	0,0000	0,1046	0,0000	0,0000	0,0000
1,508	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000		0,0082	0,0000	0,6951	0,0000	0,0000
1,509	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0082		0,0000	0,0060	0,0000	0,0000
1,510	0,0000	0,0224	0,0009	0,1046	0,0000	0,0000		0,0000	0,0000	0,0000
1,511	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,6951	0,0060	0,0000		0,0000	0,0000
1,512	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000		0,4666
1,513	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,4666	

Мы видим из табл. 3.6, модель демонстрирует очень высокую чувствительность по коэффициенту диссипации b_1 (только 6 пар из 45 принадлежат одной генеральной совокупности, так как фактический уровень значимости критерия $p > 0,05$). Порог чувствительности, при котором резко изменяются функции распределения $f(x)$ попадает в интервал (0,1–1%) от общего интервала изменения b_1 , т.к. b_1 изменяется в модели от 0,9 до 2 у.е., а при увеличении b_1 на 0,006 мы уже имеем «совпадения». Таким образом, границы применения ККТБ при моделировании произвольности *постурального тремора* очень чувствительные, хаос функций распределения начинается с 0,1 % для b_1 , что биологически реализуется очень легко.

При более сильных изменениях b и ud можно наблюдать патологические режимы *тремора*, например, при болезни Паркинсона с использованием двухкластерных моделей как пример эволюции биосистем. Действительно, подавая на вход двухкластерной модели в момент времени t_0 некоторое значение U_0 (сигма-функция), система генерирует различную активность. Изменяя величину управляющего драйва, можно получить разный характер микроперемещений

(тремора) на выходе системы – от хаотического до установившегося (стационарного) режима. При минимальном управляющем воздействии $U_d=0.05$ усл.ед. уже наблюдается хаотическая динамика микроперемещений на временной развертке сигнала, отражающая интегративную активность НМС с общей площадью квазиаттрактора $S=0.22433$ усл.ед.

При увеличении управляющего драйва ($U_d=70$ усл.ед.) хаотический сигнал на выходе системы усиливается по амплитуде (рис. 3.7а) и частоте. На АЧХ (рис. 3.7б) можно заметить увеличение амплитуды микроперемещений сигнала на всем диапазоне частот.

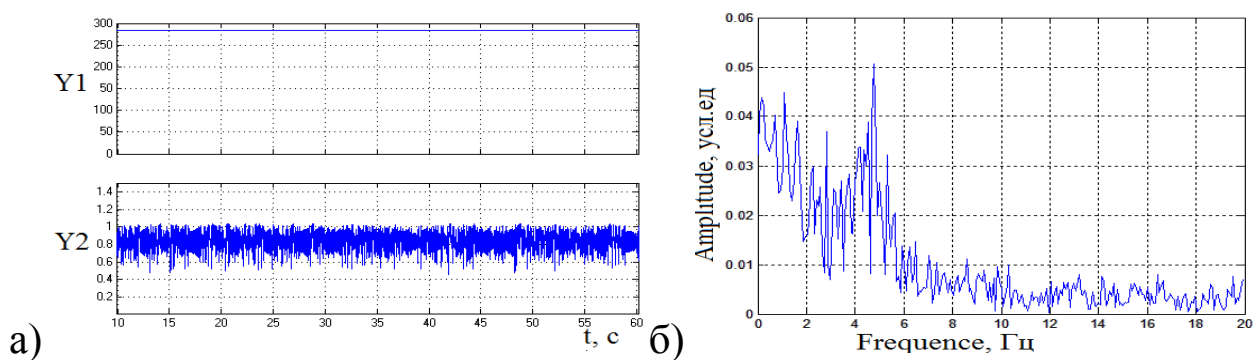


Рис. 3.7. Выход $Y(t)$ трехкомпартментной системы в ответ на импульсное воздействие $U_d=70$ усл.ед.: а) временная развертка выходов $Y_1(t)$ и $Y_2(t)$ с кластеров верхнего и нижнего уровней иерархии соответственно; б) АЧХ интегративной величины

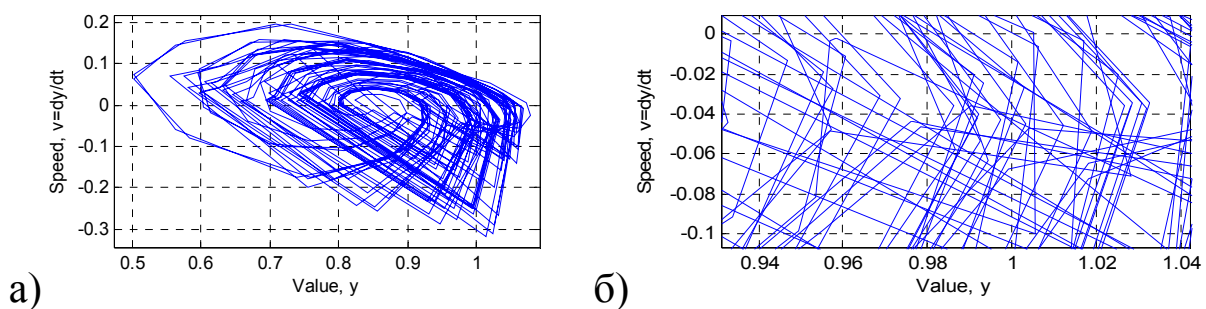


Рис. 3.8. а) Фазовый портрет динамики поведения системы с общей площадью квазиаттрактора $S=0.28374$ усл.ед.; б) увеличенный фазовый портрет при длительности работы модели $t=150c$

Таким образом, изменяя интенсивность драйва, мы получаем особые характеристики с хаотической динамики поведения ВСС, что соответствует переходу от нормального функционирования НМС человека (и любых других ФСО) к патологическому. В целом, невозможно предсказать значение биоэлектрической активности эффекторных органов в последующий момент времени. Если на первый взгляд фазовые портреты выше представленных характеристик кажутся схожими, то при компьютерном изучении оказывается, что сам *квазиаттрактор* тоже совершает перемещения на фазовой плоскости. Важно заметить, что характер хаоса при описании СТТ (рис. 3.8б) отличается от детерминированного хаоса с его ляпуновскими величинами, где кривые не пересекаются, а исходно находясь на малом расстоянии друг от друга, с течением времени расходятся экспоненциально.

Продолжая эксперименты с имитационной моделью, мы достигли параметра $U_d=250$, при котором происходит бифуркация рождения циклов (рис. 3.9). АЧХ (рис. 3.9б) на разных участках временной диаграммы будут сходными. Несмотря на то, что фазовый портрет отличается от идеального тора, все же траектории движения в каждый момент времени накладываются на предыдущие значения.

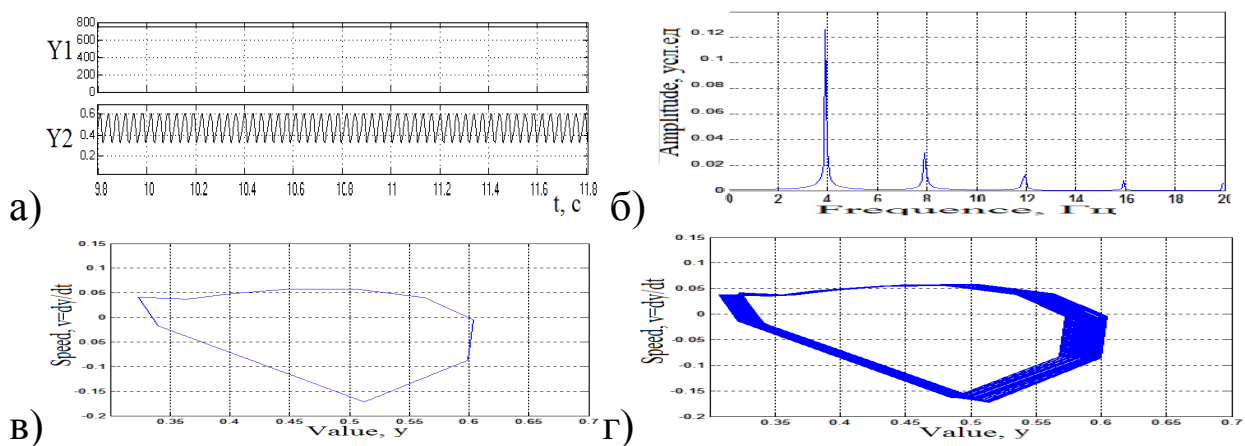


Рис. 3.9. Выход $Y(t)$ трехкомпартментной системы в ответ на импульсное воздействие $U_d=250$ усл.ед.: а) временная развертка выходов $y_1(t)$ и $y_2(t)$ с кластеров верхнего и нижнего уровней иерархии соответственно; б) АЧХ сигнала; в) фазовый портрет ВСС с общей площадью квазиаттрактора $S=0,064222$ усл.ед.; г) фазовый портрет при длительности $t=500$ с

На рис. 3.9в ФПС представлена на интервале $t=10$ с. Если взять временной отрезок $t=30$ с, наблюдаются сдвиги первоначальной траектории, но форма сигнала сохраняется. Данное явление еще раз подтверждает постоянную эволюцию КА в пределах ФПС.

Появление периодичности в характеристиках НМС (как и в любой реальной биосистеме) соответствует патологическому явлению, например, болезни Паркинсона или специальному (осознанному) движению. Отметим, что АЧХ *теппинга* похожи на рис. 3.9б. Во время этого заболевания, как известно, активность мозга возрастает (неконтролируемо) на уровне стриатума. Поэтому для возврата пациента в нормальное состояние задача медиков заключается в подавлении активности стриатума лекарственными препаратами.

Разработанная модель позволяет намеренно уменьшать интенсивность 1-го управляющего кластера (в виде стриатума), что приводит к уменьшению амплитуды перемещений сигнала на выходе кластера.

Если управляющий драйв и дальше усиливать, рассогласованность системы резко возрастет, а площадь КА увеличится на несколько порядков (рис. 3.10).

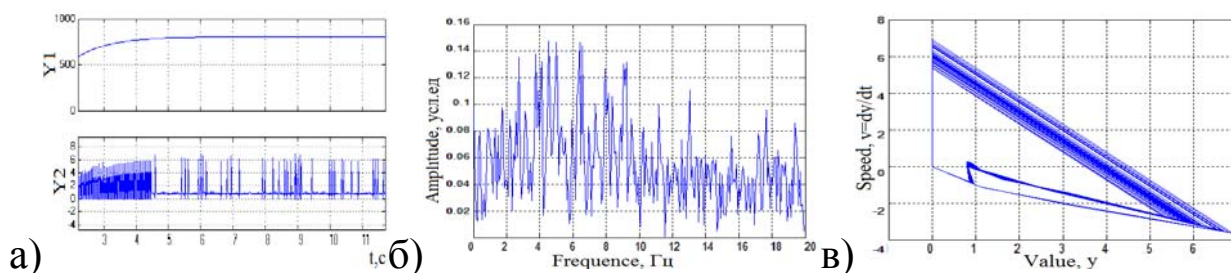


Рис. 3.10. Выход $Y(t)$ трехкомпартментной системы в ответ на импульсное воздействие $U_d=270$ усл.ед.: а) временная развертка выходов $y_1(t)$ и $y_2(t)$ с кластеров верхнего и нижнего уровней иерархии соответственно; б) АЧХ интегративной величины; в) фазовый портрет динамики поведения системы с общей площадью квазиаттрактора $S=73,27875$ усл.ед.

При запредельных возбуждениях со стороны стриатума у больных паркинсонизмом (в моделях это $U_d=400$) в кластере НМС наступает ригидная стадия и в эффекторной системе возникает тяжелая форма паркинсонизма, когда мышцы не могут уже совершать никаких движений. В таком случае временная развертка активности эффекторных органов переходит в установившийся режим и принимает некоторое постоянное значение (рис. 3.11а).

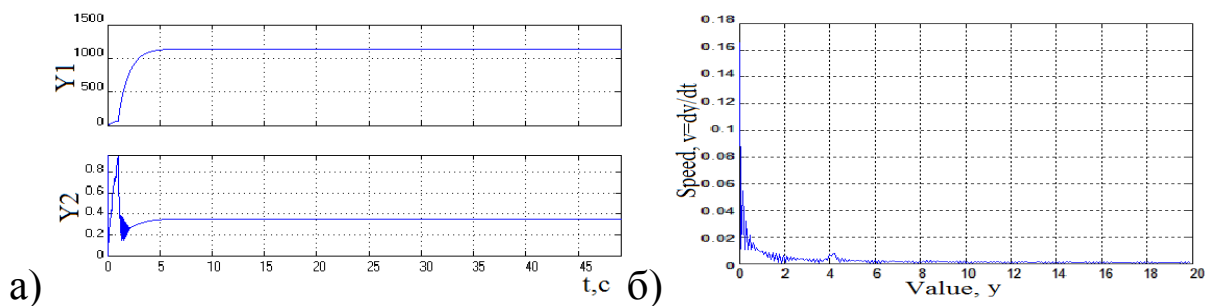


Рис. 3.11. Выход $Y(t)$ трехкомпарментной системы в ответ на импульсное воздействие $Ud=400$ усл.ед.: а) временная развертка выходов $y_1(t)$ и $y_2(t)$ с кластеров верхнего и нижнего уровней иерархии соответственно; б) АЧХ интегративной величины

Получаемый в результате моделирования выходной сигнал $y=y(t)$ при различных ВУВ в виде ud обладает различными свойствами. Фактически, уровень управляющего сигнала ud и, как следствие, выходной сигнал можно условно разделить на 3 класса, по мере роста значения ud . Конечные значения выходного сигнала $y=y(t)$ и ВУВ ud зависят от конкретной настройки модели, но моделируемый сигнал на выходе может быть разделен на следующие классы:

1. *Хаотический сигнал* – на всём моделируемом интервале времени T изменяется в широких пределах, отсутствует выраженная повторяемость при небольших флуктуациях b (обнаружить равнозначные сигналы в заданных пределах (Δt) не удалось), амплитудно-частотная характеристика сигнала имеет сложную структуру и меняется на всем моделируемом промежутке времени.

2. *Квазипериодический сигнал*: в нем присутствуют периодические процессы, которые можно увидеть даже визуально, но АЧХ имеет сложную структуру и *периодический сигнал* не характеризуется строгим периодическим процессом, в АЧХ выражены 3–4 частоты (без промежуточных значений), которые зависят от вариации ud и b .

3. *Вырожденный сигнал* – вырождается в прямую линию, колебательные процессы не наблюдаются, режим соответствует выраженной патологии, например, ригидной форме болезни Паркинсона.

Первый класс соответствует нормогенезу сложных БДС, например, ФСО в нормальном состоянии (у нас это НМС). Второй класс – нормогенез сложных БДС в возбужденном состоянии (непроизвольные движения конечности организма, например, *холодовой тремор* – существенное внешнее воздействие) или локализованный патогенез

(паркинсонизм), выраженный патогенез сложных БДС. Третий класс – патогенез с высоким уровнем генерализации патологических процессов, когда возникает ригидность в мышцах (сгибатели и разгибатели возбуждаются одновременно).

Выводы

1. Анализ треморограмм показал существенное отличие их динамик от традиционных динамических систем, находящихся в детерминированном хаосе. Сложные биомеханические системы (*тремор*) находятся в непрерывном хаотическом режиме изменения, когда $dx/dt \neq 0$, а функции распределения для разных отрезков треморограмм демонстрируют невозможность соотнесения наблюдаемых выборок к одной генеральной совокупности, что на модели получается при небольшой (менее 1%) вариации параметров коэффициента диссипации b . Любая нейросеть или двигательная единица в эксперименте всегда демонстрирует такую хаотическую вариацию и это порождает хаотическую динамику *тремора*. Малые вариации в интервале (0,1% – 1%) от общего интервала изменения b в каждом из режимов (постурального тремора) приводят к хаосу функций распределения $f(x)$, увеличение в более 1% от исходного значения делает невозможным соотнесения 2-х выборок к общей генеральной совокупности.
2. Границы применения компартментно-кластерной теории биосистем при моделировании произвольности (или непроизвольности) *постурального тремора* возникает в связи с попыткой целевого изменения параметров модели, что проявляется как изменение величины коэффициента диссипации b . Произвольность *тремора* может проявляться только в изменении параметров *квазиаттракторов* (за счет изменения b).
3. Компартментно-кластерная модель обеспечивает иллюстрацию возникновения болезни Паркинсона в условиях возникновения дефицита дофамина (проявляется в активизации стриатума и красного ядра, нарастанием драйва от 1-го кластера нейросетей головного мозга). Это эквивалентно увеличению драйва U_1 в модели и появлению бифуркаций рождений циклов. Частоты этих циклов также варьируют с изменением ud и b .
4. Доказана возможность кластерного моделирования общей эволюции болезни Паркинсона в виде перехода от обычного паркинсонического тремора (квазипериодического) к ригидной форме заболевания.

Литература

1. Гавриленко А.В., Берестин Д.К., Булдин А.Н., Черников Н.А., Даянова Д.Д. Хаотическая динамика поведения параметров сердечно-сосудистой системы человека под воздействием слабых алкогольных напитков // Вестник новых медицинских технологий. – 2013. – №1. Электронная версия (путь доступа: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2013-1/4344.pdf>)
2. Гавриленко Т.В., Даянова Д.Д., Берестин Д.К. Хаотическая динамика поведения параметров сердечнососудистой системы человека под воздействием крепких алкогольных напитков. // Вестник новых медицинских технологий. – 2013. – Т. 20, № 3. – С.11-13.
3. Даянова Д.Д., Гавриленко Т.В., Вохмина Ю.В., Берестин Д.К. Параметры квазиаттракторов в оценке стационарных режимов биологических динамических систем с позиций компартментно-кластерного подхода. // Вестник новых медицинских технологий. – 2014. – Т. 21, № 1. – С.134-137.
4. Даянова Д.Д. Гавриленко Т.В., Вохмина Ю.В., Игуменов Д.С. Стохастическая оценка моделей хаотической динамики биологических систем // Вестник новых медицинских технологий. – 2014. – №1. – Электронная версия (путь доступа: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2014-1/4773.pdf>).
5. Еськов В.М., Хадарцев А.А., Еськов В.В., Филатова О.Е. Особенности измерений и моделирования биосистем в фазовых пространствах состояний. // Измерительная техника – 2010 – №12 – С.53-57.
6. Еськов В.М. Третья парадигма. Часть I. / Самара: Изд-во ООО «Офорт» (Гриф РАН), 2011. – 250 с.
7. Еськов В.М., Буров И.В., Филатова О.Е., Хадарцев А.А. Основы биоинформационного анализа динамики микрохаотического поведения биосистем // Вестник новых медицинских технологий. – 2012. – Т. XIX, №1. – С. 15-18.
8. Еськов В.М., Гавриленко Т.В., Дегтярёв Д.А., Еськов В.В. Хаотическая динамика параметров кардио-респираторной системы человека при обширных термических воздействиях // Системный анализ и управление в биомедицинских системах – Т.12, №1 – 2013 – С.21 – 25
9. Еськов В.М., Еськов В.В., Гавриленко Т.В., Зимин М.И. Неопределенность в квантовой механике и биофизике сложных систем. // Вестник Московского ун-та. Сер. 3. Физ. Астрон. – 2014. № 5. <http://vmu.phys.msu.ru/toc>

10. Системный анализ, управление и обработка информации в биологии и медицине. Часть IX. Биоинформатика в изучении физиологических функций жителей Югры.// Под ред. – 2011. - В.М. Еськова, А.А. Хадарцева, Самара: Изд-во ООО «Офорт» (гриф РАН), 2011. – 173 с.
11. Eskov V. M., Gavrilenko T. V., Kozlova V. V., Filatov M. A.. Measurement of the dynamic parameters of microchaos in the behavior of living biosystems // Measurement Techniques. 2012. – Vol. 55. №. 9. – p. 1096-1100.
12. Eskov V.M., Filatova O.E., Kozlov A.P., Papshev V.A. Measurement of variable parameters of biological objects in motion // Measurement Techniques, Vol.39, № 4, 1996,p.443-447
13. Eskov V.M., Kulaev S.V., Popov Yu.M. Filatova O.E. Computer technologies in stability measurements on stationary states in dynamic biological systems // Measurement Techniques (Medical and Biological Measurements). 2006. – v. 49 (1), p. 59-65.
14. Eskov V.M., Khadartsev A.A., Eskov V.V., Filatova O.E. Quantitative registration of the degree of the voluntariness and involuntariness (of the Chaos) in biomedical systems. // Journal of analytical Sciences, Methods and Instrumentation, 2013. – VI.3, - P. 67-74.
15. Eskov V.V., Eskov, V. M., Filatova, O.E., Gavrilenko, T.V. Global tremor of human organism state basic property of life // Abstracts to the 6th International Nonlinear Science Conference, Radboud University, Nijmegen, Netherlands 2014 pp.12-13

РАЗДЕЛ IV

ПЕРВЫЕ ПОПЫТКИ ОБЪЕДИНЕНИЯ ТРЁХ ПАРАДИГМ В АНАЛИЗЕ МОТОРНОЙ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ АСИММЕТРИИ

О тесной взаимосвязанности психических и моторных процессов, о единстве и целостности психомоторной сферы человека свидетельствуют корреляции, установленные между глазодвигательной и общей двигательной активностью, с одной стороны и эффективностью психической деятельности с другой [1,5]. Моторные и сенсорные процессы человека резко дифференцируются, когда они проявляются в сочетании с психическими процессами [1]. Однако, психосенсорная сфера максимально индивидуализирована: одну и ту же ситуацию (в нашем случае различные музыкальные стили) разные люди воспринимают с заметно разными оттенками, определяющимися и ситуативным состоянием, и прошлым опытом восприятия каждого из них. Это отличается от реакций психомоторной сферы, которые скорее унифицированы. Благодаря этой стороне психики люди общаются и понимают друг друга [1].

4.1. Методы исследований

В данном разделе работы представлены результаты решения сложной задачи системного синтеза, который заключается в идентификации значимости разных реакций группы испытуемых на акустические воздействия. С помощью нейро-ЭВМ решается задача бинарной классификации. Для этого изначально подбирался специальным образом набор x_i (диагностических признаков), т.е. координат *вектора состояния организма человека* (ВСОЧ). Измерялись параметры *тремора* для конкретного человека или для группы симптоматично сходных людей. В общем случае, в медицине, это могут быть больные одним заболеванием или просто контрольная группа для сравнения [2, 5]. При этом очень важно выбрать квалифицированно обучающие выборки, у которых бы параметры x_i группировались внутри компактного *квазиаттрактора*.

Указанная задача решается в рамках методов нейрокомпьютерных технологий, когда, нейро-ЭВМ, настраиваясь на решение определенной задачи, уже исходно при каждой итерации устанавливает чисто хаотические связи. Оказывается, что каждый раз эти связи различны и неповторимы (если пытаться выявить параметры порядка без по-

вторных итераций). Нейросеть хаотична по своей природе, но при этом она способна самоорганизоваться и это является моделью работы мозга человека. В настоящем фрагменте демонстрируется изучение с помощью нейроэмуляторов особенностей хаотической динамики поведения параметров *постурального тремора* левой и правой руки испытуемых при воздействии разных типов звуковых сигналов.

Исследование параметров движения вектора $x=x(t)=(x_1, x_2, \dots, x_m)^T$ организма человека в фазовом пространстве состояний производилось методами ТХС, в рамках которой нами идентифицировались параметры *квазиаттракторов постурального тремора* левой и правой руки испытуемых, которые существенно отличаются у учащихся разных возрастных групп. Объектом для наблюдения стали 29 студентов (девушек и юношей), обучающихся на 1-3 курсах ГБОУ ВПО «Сургутский государственный университет ХМАО–Югры». Обследование студентов производилось неинвазивными методами и соответствовало этическим нормам Хельсинской декларации (2000 г.). Работа выполнялась в рамках плана научных исследований лаборатории «Функциональные системы организма человека на Севере» при научно-исследовательском институте биофизики и медицинской кибернетики и темой НИОКР «Исследование поведения функциональных систем организма человека на Севере РФ методами многомерных фазовых пространств состояний» (№ 01200965147). Критерии включения: возраст студентов 17–20 лет; отсутствие жалоб на состояние здоровья в период проведения обследований; наличие информированного согласия на участие в исследовании. Критерии исключения: болезнь студента в период обследования.

Эксперимент включал в себя 5 этапов исследования. На первом этапе у испытуемых регистрировались параметры *постурального тремора* в виде координаты пальца по отношению к датчику $x_1=x_1(t)$ в спокойном состоянии (при отсутствии активного акустического воздействия). На втором этапе испытуемому было предложено прослушать запись «белого» шума с одновременной регистрацией параметров НМС. На третьем этапе к прослушиванию предлагалась ритмичная музыка, на четвертом – классическая музыка, на пятом агрессивная музыка – *Hard Rock*. Обследование производилось повторно и одновременно для правой и левой рук испытуемых. Между каждым этапом испытуемым предоставлялось время T на восстановление, $T \geq 15$ мин. Также необходимо отметить, что акустическое воздействие

осуществлялось на среднем уровне громкости при котором испытуемые не испытывали дискомфорта, связанного с высокой интенсивностью звукового потока [2, 3].

Использовались датчики токовых типа в *биофизическом измерительном комплексе* (БИК), разработанном в *лаборатории биокibernетики и биофизики сложных систем* при СурГУ. Они обеспечивали высокую точность измерений и широкий диапазон частот регистрируемого *тремора*, а также обработку полученной информации. Принцип работы БИК заключается в использовании сигналов от двух токовых датчиков, между которыми помещается исследуемый объект для измерения его микроперемещений. Обработку сигналов с датчиков производили с использованием запатентованной программы (№ 2000610599 от 2000 г.), обеспечивающей получение спектральных характеристик и их анализ в ФПС [2, 3, 8-10].

Расчет параметров *квазиаттракторов* производился по программам для ЭВМ, зарегистрированным в Федеральном агентстве по интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам (свидетельства № 2006613212 и № 2010108496) [8–10].

В работе использовался один из методов системного синтеза с помощью нейро-ЭВМ. Применялась искусственная нейронная сеть, представляющая собой совокупность нейронов-элементов, связанных между собой определенным образом. Нейроны и межнейронные связи задавались программно из хаотического интервала (0,1). Функционирование нейрона в нейрокомпьютере или нейропрограмме отдаленно напоминает работу биологического нейрона и каждый раз при решении задачи бинарной классификации, новой настройке, мы можем иметь различные параметры нейросетей (веса связей, например). Это значит, что *нейросети* могут решать одинаковые задачи, но их конфигурация при этом будет разной. Для решения нашей одинаковой задачи мы настраивали одну и ту же *нейросеть* многократно. Поскольку начальные веса w_i диагностических признаков x_i мы брали хаотически, (так работает и мозг человека), то настройка осуществлялась хаотическим образом. Тогда итог настройки завершается решением задачи классификации. В этой связи использование нейросетей для решения поставленной задачи весьма оправдано и целесообразно. В качестве инструментария мы использовали нейросетевой имитатор NeuroPro 0,25.

При этом мы предварительно рассчитывали площади *квазиаттракторов* регистрируемых треморограмм для всех 29 испытуемых в

координатах $x_1=x_1(t)$ – положение пальца по отношению к датчику, $x_2=dx_1/dt= x_2(t)$. Расчет площади (в общем случае объема V_G , т.к. $x_3=dx_2/dt$) производился на основе общей формулы $V_G^k = \prod_{i=1}^m D_i^k$. Полу-

ченная матрица площадей S_{Π} квазиаттракторов (размерностью 29×5) представлялась в виде табл. 4.1. Пять столбцов образовывали параметры некоторого вектора состояния $x=(x_1, x_2, \dots, x_5)^T$, который характеризовал всю группу из 29 человек с позиций параметров тремора левой руки и параметров квазиаттракторов тремора правой руки. Позже решалась (на основе нейро-ЭВМ) задача бинарной классификации, т.е. устанавливалось различие в параметрах x_i общего ВСС левой руки и правой руки в ответ на действие 4-х типов акустических раздражителей и нахождения человека в спокойном состоянии. Если бы параметры $x(t)$ левой и правой руки при бинарной классификации не различались с помощью НЭВМ, то мы бы констатировали отсутствие различий в реакции сенсорной системы и нейромышечной системы на предъявляемые внешние возмущения (с позиций ТХС).

Стохастические методы в подобных исследованиях не могут быть использованы, т.к. функции распределения $f(x)$ постоянно изменяются не только для разных параметров, но и в пределах регистрации $t=5$ сек у каждого обследуемого. Поэтому мы предлагаем новый (альтернативный) метод сравнения подобия (схожести) или различий сложных систем (на примере *постурального тремора*).

Надо подчеркнуть, что альтернативы предложенному нами методу (в рамках детерминизма и стохастики) нет, ибо хаотические системы нельзя описывать методами стохастики.

Статистическая обработка данных осуществлялась при помощи программных пакетов – «Excel MS Office-2003» и «Statistica 6.1». Соответствие структуры данных закону нормального распределения оценивалось на основе вычисления критерия Шапиро-Уилка (для выборок $n < 50$) и критерия Лиллиефорса (для выборок $n > 50$). Первоначально было выявлено, что параметры НМС не описываются законом нормального распределения, поэтому дальнейшие исследования зависимостей производились методами непараметрической статистики. Сравнение групп осуществлялось с использованием критерия Фридмана (при сравнении 3 и более зависимых групп) для оценки наличия различий между группами. Выявление различий между конкретными группами (парное сравнение групп) выполнялись при помощи непа-

раметрического критерия Вилкоксона с поправкой Бонферрони (для оценки справедливости нулевой гипотезы) [4, 6].

Количество возможных попарных сравнений было рассчитано по формуле: $n = 0,5N(N - 1)$, где N – количество изучаемых групп. В нашем случае отмечено 5 групп (без воздействия и при воздействии белого шума, агрессивной, классической и ритмичной музыки), то максимальное количество возможных сравнений составит $n = 0,5 \cdot 5 \cdot (5 - 1) = 10$. Если оставить критический уровень значимости без изменений (0,05), то вероятность случайного обнаружения статистически значимых различий составит $1 - 0,95^{10} = 0,40$, или 40,0 %. Критический уровень значимости для данного примера при проведении всех 10 сравнений должен быть установлен на уровне $1 - 0,95^{1/10} = 0,0051$, то есть статистически значимыми могут считаться только те различия, для которых $p < 0,0051$ [6].

4.2. Статистическая обработка результатов исследований в рамках ТХС. Квазиаттракторы

Прежде всего, отметим, что мы рассчитывали все площади *квазиаттракторов* для 29 испытуемых, находящихся в 5-ти разных состояниях. Для всех полученных кинематограмм были построены фазовые портреты микродвижений в координатах x_i ($x_i = x_i(t)$ – удаление пальца от датчика и $x_2 = dx_1/dt$ – скорость перемещения пальца) [2, 3, 8–10]. Был проведен сравнительный статистический анализ поведения динамической системы управления движениями в режиме покоя и при акустическом воздействии на фазовой плоскости методом многомерных фазовых пространств [8–10]. Характерный пример фазового портрета для испытуемого СКС представлен на рис. 4.1 (в данном случае размерность фазового пространства была равна двум). Легко видеть, что в данном примере размер площади *квазиаттракторов* вырос почти в 4-е раза. В большинстве случаев (статистически) средние значения площади уменьшались, что представлено в табл. 1. Очевидно, что статистически значимо отличаются только отдельные пары сравнения (1,6; 2,7; 3,8; 4,9; 5,10). Остальные с позиций стохастики не различаются, что статистически значимо.

Качественно изменение хаотической динамики можно увидеть на изменении геометрии и конфигурации *квазиаттракторов* на фазовой плоскости (рис. 4.1), количественные характеристики КА, их средние значения площадей представлены в табл. 4.1 и на рис. 4.2. На рис. 4.1 представлен характерный пример изменения конфигурации КА правой руки испытуемого СКС до и после звукового воздействия.

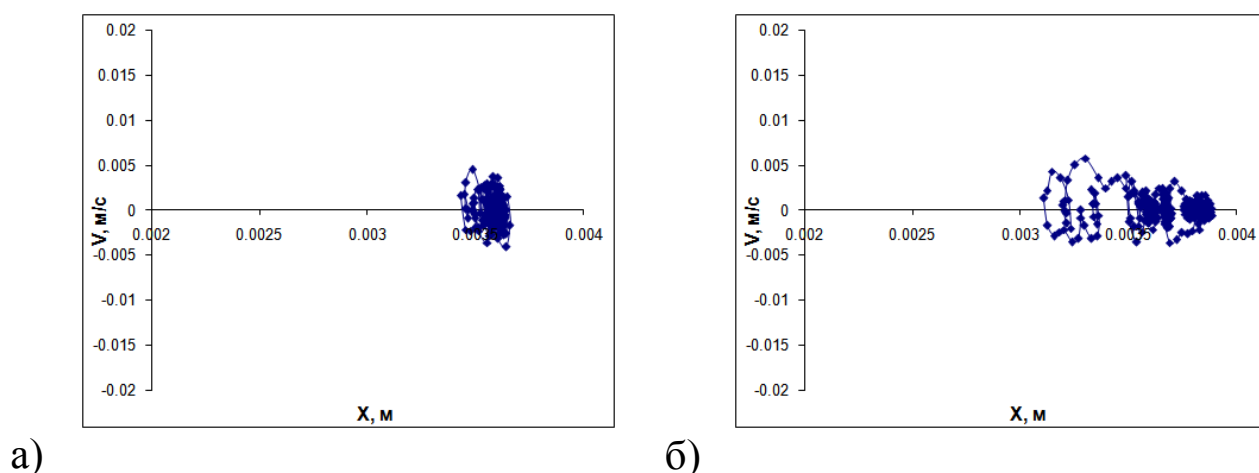


Рис. 4.1. Фазовый портрет параметров НМС (тремора) испытуемого СКС с координатами $x_1, x_2 = dx_1/dt$, для вектора НМС $x = (x_1, x_2)$: а) конфигурация квазиаттрактора правой руки испытуемого СКС до звукового воздействия $S_{KA} = 1,98 \cdot 10^{-6}$ у.е. и б) изменения конфигурации квазиаттрактора правой руки испытуемого СКС после звукового воздействия $S_{KA} = 7,29 \cdot 10^{-6}$ у.е.

В работе предлагается новый подход, основанный на анализе динамики площадей *квазиаттракторов* параметров НМС без акустического воздействия и с различными видами акустических воздействий при одновременной регистрации треморограмм левой и правой рук испытуемых.

Проверка данных на соответствие закону нормального распределения оценивалась на основе вычисления критерия Шапиро-Уилка. Выявлено, что параметры треморограмм НМС без акустического воздействия и с различными видами акустических воздействий как для левой, так и для правой рук испытуемых не описываются законом нормального распределения, поэтому дальнейшие исследования зависимостей производились методами непараметрической статистики [4, 6].

В табл. 4.1 данные по расчету площадей КА для 5-ти состояний испытуемых представлены в виде расчета доверительного интервала. Надежность используемых статистических оценок принималась не менее 95%. Учитывая, что распределения параметров площадей КА треморограмм отличается от нормального, все данные представлены в виде медианы и интерквартильного размаха. Интерквартильный размах указывается в виде 5% и 95% процентилей.

Таблица 4.1

Результаты статистической обработки данных динамики площадей квазиаттракторов параметров треморограмм ($Z \cdot 10^{-6}$ у.е.) представленных (Me и 5% процентиль, 95% процентиль) без акустического воздействия и с различными видами акустических воздействий для левой и правой рук испытуемых

ФИО	$S_{KA} \cdot 10^{-6}$ (у.е.) для левой руки					$S_{KA} \cdot 10^{-6}$ (у.е.) для правой руки				
	Без воз-действия	Белый шум	Ритмичная музыка	Классическая музыка	Агрессивная музыка	Без воз-действия	Белый шум	Ритмичная музыка	Классическая музыка	Агрессивная музыка
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1.	6,84	1,44	3,69	1,99	0,99	0,53	0,5	0,41	0,99	0,1
2.	1,52	3,56	2,27	2,45	1	0,82	0,81	0,85	1,8	3,21
3.	8,88	12,5	7	14,9	12,2	1,37	1,47	3,07	3,2	5,57
4.	11,8	8,17	10,1	10,1	4,55	0,90	0,82	0,331	1,39	0,66
5.	12,9	9,02	10,8	4,1	8,7	3,22	2,9	5,47	2,15	2,17
6.	3,14	6,92	0,96	4,07	2,15	0,64	1,72	0,231	1,77	0,67
7.	8,45	7,28	8,05	11,5	19,3	2,09	3,99	5,84	5,12	5,57
8.	3,77	7,31	5,72	3,64	0,6	3,56	2,8	1,39	1,54	1,61
9.	1,95	0,94	3,17	4,91	4,4	0,1	0,17	1,48	0,29	1,36
10.	3,31	12,5	6,43	2,07	1,66	0,65	1,98	1,62	0,97	0,57
11.	0,842	1,7	1,39	1,22	6,72	0,37	0,39	0,95	0,67	2,05
12.	0,608	1,02	1,79	0,83	0,789	0,16	0,68	0,68	0,79	0,538
13.	2,76	1,55	2,39	4,36	1,82	0,5	1,44	1,9	4,81	1,76
14.	6,74	8,31	1,55	10,4	1,26	0,93	5,04	1,3	4,14	2,11
15.	5,59	5,31	5,93	2,6	0,87	0,23	1,7	2,28	3,66	0,66
16.	2,43	2,07	7,3	1,1	4,12	0,98	0,78	3,72	1,83	1,32
17.	4,67	6,56	7,1	12	12,5	0,91	0,52	4,52	1,83	1,41
18.	8,28	4,36	3,1	2,2	3,61	4,42	2,38	2,46	2,04	1,55
19.	9,21	6,51	13,3	4,53	17,4	5,37	3,02	1,24	0,68	12,1
20.	1	0,19	0,997	0,09	0,14	0,18	0,03	0,243	0,037	0,16
21.	4,17	4,58	2,57	17,6	2,73	2,61	27,3	2,51	2,59	10,2
22.	13	12,9	24	14,1	10,7	1,94	2,55	2,04	2,97	2,7
23.	6,95	2,16	7,89	3,62	4,1	1,69	5,26	1,94	2,08	2,21
24.	44,3	20,5	26	19,5	11,6	7,62	6,29	5,77	4,36	4,27
25.	12,5	25,4	8,8	22,1	9,98	2,95	2,8	12,2	6	9,55
26.	11,7	6,97	20,5	11,7	29,7	1,72	6,05	9,35	8,45	6,34
27.	3,95	3,47	2,8	4,63	1,62	0,63	0,96	7,92	3,68	2,5
28.	5,84	5,38	3,4	5,56	2,53	3,67	3,12	3,55	2,59	1,22
29.	1,44	0,28	4,17	4,11	4,25	0,004	0,004	0,004	0,006	0,0038
Me (5%; 95%)* 10^{-6}	5,59 (0,84; 13,00)	5,38 (0,28; 20,50)	5,72 (1,00; 24,00)	4,36 (0,83; 19,50)	4,10 (0,60; 19,30)	0,93 (0,11; 5,37)	1,72 (0,04; 6,29)	1,94 (0,23; 9,35)	2,04 (0,04; 6,00)	1,76 (0,10; 10,20)
Номера i, j столбцов $d_{i,j}$	$d_{1,6}$	$d_{2,7}$	$d_{3,8}$	$d_{4,9}$	$d_{5,10}$					

Примечание: $d_{i,j}$ – данные статистически различимы между двумя парами номеров столбцов при уровне значимости $p < 0,05$.

При сравнении между собой площадей КА треморограмм испытуемых для 5 зависимых групп (без воздействия и при воздействии белого шума, ритмичной музыки, классической и агрессивной для левой и правой рук у одного и того же испытуемого) наличие различий между группами при влиянии акустических воздействий оценивалось с использованием критерия Фридмана.

Критерий Фридмана не показал различий между группами (при отмеченном уровне значимости $p < 0,05$), как для левой ($p = 0,324$), так и для правой руки ($p = 0,103$), т.е. различные акустические воздействия оказывают статистически незначимые изменения на параметры площадей КА, хотя отмечается как увеличение, так и уменьшение площадей КА при различных видах воздействия [4, 6].

При сравнении параметров площадей КА треморограмм левой и правой руки одновременно при помощи критерия Фридмана была выполнена оценка различий между ними, но не ясно какие именно группы и при каких акустических воздействиях различаются между собой. После обнаружения статистически значимых различий между разными видами воздействий в целом необходимо провести попарные сравнения. Для выявления различий между показателями площадей КА треморограмм левой и правой рук (парное сравнение групп) использовался непараметрический критерий Вилкоксона с поправкой Бонферрони (для оценки справедливости нулевой гипотезы). Так как попарно нами сравнивалось пять групп, то новый критический уровень статистической значимости составил 0,01 ($0,05/5$) [4, 6].

Были выявлены статистически значимые различия (табл. 4.1) при сравнении площадей КА треморограмм левой и правой руки без воздействия ($p = 0,000003$), при воздействии белого шума ($p = 0,000161$), ритмичной музыки ($p = 0,000114$), классической музыки ($p = 0,000021$) и при прослушивании *hard-rock* музыки ($p = 0,000836$) [4, 6].

На рис. 4.2 представлена динамика медиан площадей *квазиаттракторов* ($S_{КА} \cdot 10^{-6}$ у.е.) параметров НМС (треморограмм) без акустического воздействия и с различными видами акустических воздействий для левой и правой рук испытуемых.

Существенно, что управление основными движениями тела человека и его сенсорными функциями равномерно распределено между двумя полушариями мозга. Однако, физическая симметрия мозга не означает, что правая и левая стороны равноценны во всех отношениях. Достаточно обратить внимание на параметры *квазиаттракторов* треморограмм площадей КА двух рук (табл. 1), чтобы увидеть начальные признаки функциональной асимметрии [2, 3, 5].

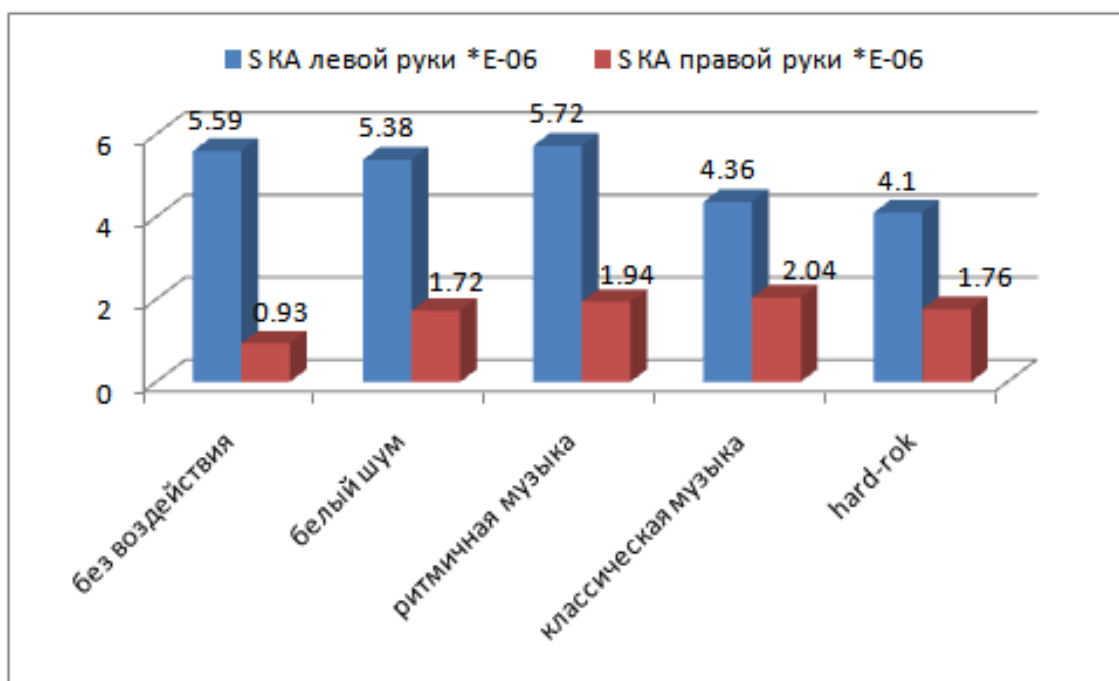


Рис. 4.2. Динамика медиан площадей квазиаттракторов ($Z \cdot 10^{-6}$ у.е.) параметров НМС (треморограмм) без акустического воздействия и с различными видами акустических воздействий с координатами $x_1, x_2 = dx_1/dt$, для вектора НМС $x = (x_1, x_2)$ для левой и правой рук испытуемых

В данном разделе предлагается новый подход, основанный на анализе динамики площадей квазиаттракторов параметров треморограмм площадей КА без акустического воздействия (1-й столбец табл. 4.1) и с различными видами акустических воздействий при одновременной регистрации треморограмм левой и правой рук испытуемых. Именно эти пять столбцов – компонент x_i вектора состояния системы регуляции тремора левой руки (вектор x^l) и правой руки (вектор x^r) и задают два состояния ВСС.

Анализируя результаты расчетов площадей КА треморограмм левой и правой рук испытуемых, представленных на рис. 4.1, ясно, что площади КА для левой руки гораздо больше по величине, чем для правой. Это характерно для состояния без воздействия и при различных акустических воздействиях. Причем при сравнении результатов без воздействия ($S_{KA} = 5,59 \cdot 10^{-6}$ у.е.) с результатами действия «белого» шума ($S_{KA} = 5,38 \cdot 10^{-6}$ у.е.) отмечается снижение площадей КА, ритмичная музыка наоборот несколько увеличивает площадь КА и составляет $S_{KA} = 5,72 \cdot 10^{-6}$ у.е.. Воздействие классической музыки снижа-

ет площадь КА до значения $S_{КА}=4,36*10^{-6}$ у.е.. Воздействие агрессивной музыки продолжает снижать площадь КА до $S_{КА}=4,10*10^{-6}$ у.е. по сравнению с результатами без воздействия.

Опосредованная реакция правой руки на акустические воздействия несколько иная (рис. 4.1): минимальное значение площади установлено при отсутствии акустических воздействий и составляет $S_{КА}=0,93*10^{-6}$ у.е.. При действии «белого» шума, установлено увеличение площади КА до $S_{КА}=1,72*10^{-6}$ у.е., также как и при прослушивании агрессивной музыки $S_{КА}=1,76*10^{-6}$ у.е.. Ритмичная музыка также увеличивает площадь КА, которая составляет $S_{КА}=1,94*10^{-6}$ у.е. Максимальное увеличение площади КА отмечено при воздействии классической музыки, для которой площадь КА составляют $S_{КА}=2,04*10^{-6}$ у.е.

4.3. Нейрокомпьютерный анализ площадей квазиаттракторов

Для идентификации значимости параметров координат ВСОЧ в условиях влияния акустических воздействий на параметры треморограмм площадей КА использовалась нейро-ЭВМ. При этом нейро-эмулятор обеспечивал идентификацию значимости диагностических признаков x_i при сравнении всех пяти сравниваемых площадей КА левой и правой рук испытуемых.

Так как для анализа треморограмм площадей КА мы использовали в общем случае 5 диагностических признаков (площади КА без воздействия и при воздействии белого шума, агрессивной, классической и ритмичной музыки), то размерность фазового пространства, используемого в нейрокомпьютере, была равна 5 ($m=5$). Все такие показатели x_i (количественные характеристики квазиаттракторов – значения площадей КА) для всех 29-ти испытуемых рассчитывались на ЭВМ и вводились в НЭВМ в качестве компонент ВСС x_i .

При применении критерия Шапиро-Уилка для описания результатов 30-ти обучений *нейронной сети* – весовых коэффициентов (табл. 4.2) за нулевую гипотезу принимается гипотеза о том, что изучаемое распределение полученных выходных значений весов признаков $w_{i,j}$ (j – номер итерации) на выходе НЭВМ не отличается от нормального. Значит, если достигнутый уровень значимости при проверке гипотезы будет меньше, чем критический уровень значимости (p обычно принимается равным 0,05), то нулевая гипотеза о сходстве распределений весовых коэффициентов отвергается, тогда распределение от-

личается от нормального. Соответственно, если $p > 0,05$, то распределение не отличается от нормального.

При проверке распределения полученных выходных значений весов признаков w_{ij} (j – номер итерации) на выходе НЭВМ (табл. 4.2) достигнутый уровень значимости для параметров без воздействия, при влиянии классической и агрессивной музыки представляет собой малую величину ($p < 0,02$), что позволяет отвергнуть нулевую гипотезу о подчинении весовых коэффициентов закону нормального распределения. Для параметров белый шум и ритмичная музыка нулевую гипотезу при критическом уровне значимости 0,05 отвергнуть нельзя, значит можно сделать вывод о том, что влияние белого шума и ритмичной музыки на конечное значение весов w_{ij} в исследуемой выборке подчиняется закону нормального распределения [6].

На основании проверки распределения можно сделать вывод, что значения параметров весов w_{ij} признаков x_i для площадей КА треморограмм без воздействия и при влиянии классической и агрессивной музыки не подчиняются закону нормального распределения. Такие данные не рекомендуется описывать с помощью средней арифметической и стандартного отклонения, которые сильно подвержены влиянию крайних вариантов.

Медиана существенно меньше подвержена такому воздействию, а потому она рекомендуется для описания асимметричных распределений. В качестве мер рассеяния рекомендуется использовать проценти́ли (5-й и 95-й). В связи с этим в итоге результаты полученных выходных значений весовых коэффициентов в табл. 4.2 представлены в виде медиан и интерквартильного размаха. При анализе данных с помощью непараметрических критериев (табл. 4.2) используются ранги, что позволяет нивелировать эффект выскакивающих величин.

В табл. 4.2 представлены тридцать итераций обучения нейро-ЭВМ с целью различения площадей КА треморограмм левой и правой руки 29 человек, которым предъявлялось 4 вида акустических воздействий в качестве внешнего возмущения на регуляцию *тремора*. Использовались параметры площадей КА треморограмм по координатам x_i – перемещение пальца, а по вертикали $x_c = dx_i/dt$. Как видно из табл. 4.2, динамика изменения весовых коэффициентов колеблется в среднем от 0,046 до 1, т.е. наблюдается сильная вариация диагностических признаков.

Таблица 4.2

Результаты 30-ти обучений нейронной сети путём бинарной классификации при диагностике различий в состояниях КА треморограмм правой и левой руки у 29 испытуемых, находящихся в 5-ти различных психических состояниях на основе анализа площадей 5-ти квазиаттракторов ($S=Z \cdot 10^{-6}$ у.е.) без акустического воздействия и с 4-мя видами акустических воздействий по координатам $x_1, x_2 = dx_1/dt$ для вектора НМС $x=(x_1, x_2)$ с последующей статистической обработкой весов W_{ij}

№	Значимость выходных весов w_i признаков x_i при числе итераций нейросети $P=30$				
Число j итераций	Без воздействия (w_{1j})	Белый шум (w_{2j})	Ритмичная музыка (w_{3j})	Классическая музыка (w_{4j})	Агрессивная музыка (w_{5j})
1.	0,836	0,319	0,089	1	0,437
2.	0,832	0,905	1	0,895	0,77
3.	0,561	0,878	1	0,573	0,519
4.	0,882	0,693	1	0,636	0,378
5.	0,758	0,756	1	0,38	0,658
6.	1	0,634	0,605	0,646	0,229
7.	0,817	0,362	0,633	0,937	1
8.	1	0,07	0,065	0,426	0,565
9.	1	0,496	0,682	0,404	0,716
10.	1	0,105	0,062	0,306	0,474
11.	1	0,249	0,081	0,314	0,291
12.	1	0,154	0,153	0,575	0,727
13.	1	0,469	0,182	0,415	0,351
14.	1	0,343	0,187	0,834	0,971
15.	1	0,446	0,415	0,344	0,568
16.	1	0,867	0,77	0,47	0,627
17.	1	0,244	0,307	0,725	0,908
18.	0,789	0,388	0,193	1	0,705
19.	1	0,412	0,487	0,629	0,594
20.	1	0,07	0,136	0,28	0,23
21.	0,659	0,691	1	0,432	0,242
22.	0,711	0,436	0,33	1	0,551
23.	1	0,659	0,593	0,471	0,284
24.	1	0,091	0,046	0,174	0,224
25.	0,769	0,778	0,133	1	0,467
26.	0,669	0,796	0,911	1	0,43
27.	1	0,433	0,565	0,863	0,255
28.	0,602	0,66	1	0,339	0,438
29.	1	0,384	0,587	0,472	0,684
30.	1	0,792	0,278	0,579	0,26
X_{cp}	0,896	0,518	0,486	0,604	0,483
ДИ (5%; 95%)* 10^{-6}	(0,843; 0,950)	(0,434; 0,603)	(0,389; 0,583)	(0,507; 0,701)	(0,352; 0,614)
Me (5%; 95%)* 10^{-6}	1 (0,602; 1,000)	0,497 (0,229; 0,971)	0,441 (0,070; 0,878)	0,574 (0,280; 1,000)	0,451 (0,062; 1,000)
p	0,000	0,097	0,123	0,017	0,003

Примечание: X_{cp} (95% ДИ* 10^{-6}) – интервальная оценка популяционной средней представлена с помощью доверительных интервалов (ДИ); Me (5%;95%)* 10^{-6} для описания асимметричных распределений использована медиана, а в качестве мер рассеяния процентиля (5-й и 95-й); p – достигнутый уровень значимости при проверке типа распределения (на нормальность) с помощью критерия Шапиро-Уилка (при критическом уровне значимости принятым равным $p>0,05$).

При усреднении медианные весовые значения параметров НМС 30-ти обучений нейронной сети по исходным данным из таблицы 4.1 площадей *квазиаттракторов* ($Z \cdot 10^{-6}$ у.е.) при решении задачи бинарной классификации для сравнения левой и правой руки испытуемых мы установили, что имеют наибольшие различия группы данных x_i без акустического воздействия (w_{ij} составляют 1,00 у.е.). При воздействии классической музыки весовой коэффициент составляет 0,574 у.е. При воздействии *hard-rock* музыки, белого шума и ритмичной музыки весовые коэффициенты не превышают 0,497 у.е., т.е. они меньше 0,5 (табл. 4.2).

Если брать просто средние значения, то указанные значения весов x_i примут следующие значения: $w_1=0,896$ (1); $w_4=0,604$ (0,574); $w_2=0,518$ (0,497); $w_3=0,486$ (0,441); $w_5=0,483$ (0,451). Очевидно, что общая тенденция сохраняется (w_1 и w_4 – лидеры), но цифры средних и медиан несколько различаются. Существенно, что такая динамика проявляется для значений $P \leq 50$. При переходе к $P=100$ или $P=1000$ (где $j=1,2, \dots, P$) картина резко изменяется – все распределения становятся непараметрическими и w_i сходятся к некоторым предельным (устойчивым) значениям.

Полученный результат свидетельствует о микрохаотической динамике поведения *нейросети*, т.к. в результате обучения она будет выдавать разные результаты ранговой значимости, т.е. вклад каждого признака в процедуру идентификации важных диагностических признаков при каждой итерации бинарной классификации (настройке нейроэмулятора) будет различным. Иными словами *нейросеть* в режиме разовой настройки нельзя использовать для идентификации *параметров порядка*, т.е. наиболее важных диагностических признаков. В одном цикле будут важны одни x_i , а в другом – другие и даже искусственная *нейросеть* (а тем более реальные *нейросети* мозга) показывает, что она не может повторить свое внутреннее состояние идентично даже два раза.

На рис. 4.3 представлены интегративные результаты настройки *нейросети* при малых итерациях (30 обучений) для всех 5 количественных характеристик *квазиаттракторов* (средние значения весов w_{ij} признаков x_i по параметрам площадей КА при различных акустических воздействиях) при сравнении левой и правой рук испытуемых. Здесь диагностическими признаками являются значения площадей КА треморограмм всех 29 испытуемых по параметрам треморограмм x_1 и x_2 в ФПС ($m=2$) для $j=1,2,\dots,29$ и $P=30$. В этом случае *нейросеть* диагностирует веса этих 5-ти признаков w_i на выходе так, что в качестве x_i выступают площади *квазиаттракторов*. Фактически, мы по-

казываем, что наибольший вклад в различие *тремора* левой и правой рук вносит группа в исходном состоянии (без воздействия), т.к. $w_1=0,9$. На втором месте находится группа с воздействием классической музыки ($w_4=0,6$). Остальные группы в задачу разделения КА *тремора* вносят менее существенный вклад, т.е. w_1 и w_4 – это *параметры порядка*. При этих состояниях *тремор* левой и правой руки наиболее (информационно значимо) различается. Остальные психические состояния вносили менее значимый вклад.



Рис. 4.3. Средние значения весов w_i диагностических признаков x_i по $P=30$ -ти обучением нейронной сети на основании различения (разделения) площадей квазиаттракторов ($Z \cdot 10^{-6}$ у.е.) параметров тремора без акустического воздействия w_i и с различными видами акустических воздействий по координатам $x_1, x_2 = dx_1/dt$, для вектора НМС $x=(x_1, x_2)$ при сравнении левой и правой рук испытуемых (решение задачи бинарной классификации)

То, что оставшиеся признаки x_2, x_3, x_5 (и их веса) являются менее значимыми и почти одинаковыми говорит о том, что эти психические состояния почти эквивалентны в смысле влияния акустических воздействий на параметры *тремора*, который приблизительно одинаково изменяется под их влиянием.

На рис. 4.4 представлены медианные значения весов w_i диагностических признаков x_i по $P=30$ обучением нейронной сети на основе анализа площадей *квазиаттракторов* ($Z \cdot 10^{-6}$ у.е.) параметров НМС без акустического воздействия и с различными видами акустических воздействий при сравнении треморограмм левой и правой рук испытуемых.

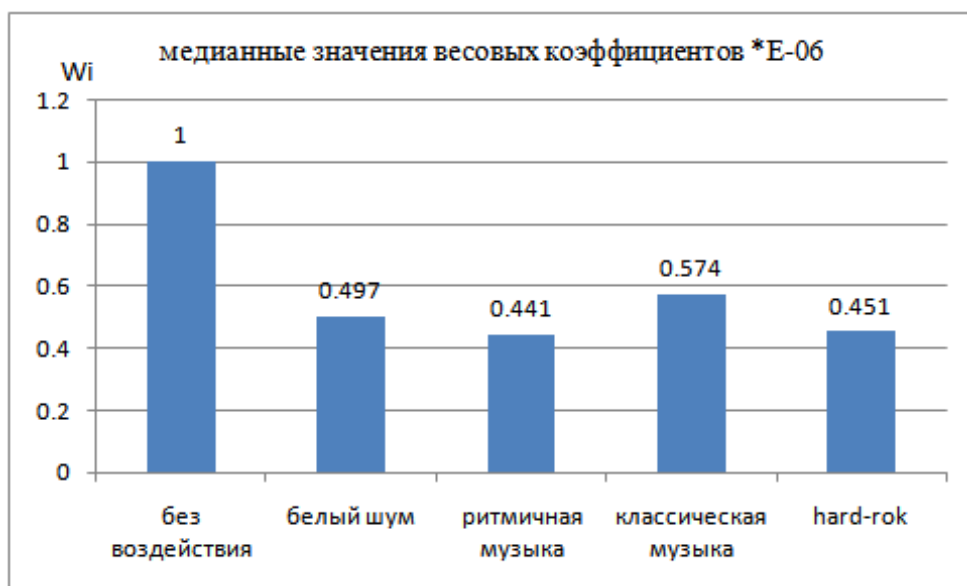


Рис. 4.4. Медианные значения весов w_i диагностических признаков x_i по $P=30$ -ти обучением нейронной сети на основе анализа площадей квазиаттракторов ($Z \cdot 10^{-6}$ у.е.) параметров НМС без акустического воздействия w_i и с различными видами акустических воздействий по координатам $x_1, x_2 = dx_1/dt$, для вектора НМС $x = (x_1, x_2)$ при сравнении левой и правой рук испытуемых (решение задачи бинарной классификации)

Анализируя рис. 4.4 отметим, что общая тенденция остается аналогичной рис. 4.3, т.е. *параметрами порядка* являются весовые коэффициенты w_1 и w_4 , чуть сдвинуты акценты, но 2-я, 3-я и 5-я группы диагностических признаков x_i остаются менее значимыми, а 1-я и 4-я группы КА играют решающую роль в разделении хаотических параметров треморограмм левой и правой руки 29 испытуемых. В спокойном состоянии (без акустических воздействий) и при прослушивании классической музыки тремор левой и правой руки различается наиболее существенно.

На следующем этапе исследования количество обучений *нейронной сети* по параметрам площадей квазиаттракторов ($Z \cdot 10^{-6}$ у.е.) параметров треморограмм при различных акустических воздействиях в режиме бинарной классификации (при сравнении левой и правой рук испытуемых) было увеличено до 200 итераций.

На основании проверки полученных распределений можно сделать вывод, что значения параметров весовых коэффициентов при различных акустических воздействиях не подчиняются закону нормального распределения, а имеют асимметричное распределение. В этом случае статистический критерий Шапиро-Уилка показывает, что

нулевую гипотезу об отсутствии различий между распределением в каждой из групп и нормальным распределением необходимо отвергнуть ($p < 0,05$). В связи с этим данные (табл. 4.3) представлены в виде медиан и интерквартильного размаха, и они демонстрируют непараметрические распределения w_i во всех группах при различных видах акустических воздействий. Наличие различий между группами (при различных акустических воздействиях) в целом оценивалось с помощью критерия Фридмана ($p < 0,00000$) и только после обнаружения таковых проводились попарные сравнения с помощью непараметрического критерия Вилкоксона (с поправкой Бонферрони) (табл. 4.4).

За нулевую принимается гипотеза об отсутствии различий между группами при влиянии различных акустических воздействий. Результаты попарного сравнения показали отсутствие различий (возможно, что они из одной генеральной совокупности) между группами классическая музыка – белый шум ($p = 0,298$) и ритмичная – агрессивная музыка ($p = 0,028$) при критическом уровне значимости ($p < 0,0051$, т.к. сравнивалось 5 групп).

Таблица 4.3

Результаты статистической обработки $P=200$ -от обучений (итераций) нейронной сети решения задачи бинарной классификации по данным площадей квазиаттракторов ($Z \cdot 10^{-6}$ у.е.) параметров треморограмм без акустического воздействия w_i и с различными видами акустических воздействий с координатами $x_1, x_2 = dx_1/dt$, для вектора НМС $x = (x_1, x_2)$ при сравнении левой и правой рук испытуемых

	Значимость выходных весов w_i , признаков x_i при числе итераций нейросети $P=200$				
	Без воздействия (w_{1j})	Белый шум (w_{2j})	Ритмичная музыка (w_{3j})	Классическая музыка (w_{4j})	Агрессивная музыка $\cdot 10^{-6}$, w_{5j}
$X_{cp.}(95\% \text{ ДИ} \cdot 10^{-6})$	0,918 (0,899; 0,937)	0,561 (0,529; 0,592)	0,418 (0,387; 0,449)	0,586 (0,551; 0,621)	0,464 (0,421; 0,507)
$Me(5\%; 95\%) \cdot 10^{-6}$	1 (0,603; 1,000)	0,548 (0,233; 1,000)	0,383 (0,106; 0,847)	0,535 (0,224; 1,000)	0,401 (0,086; 1,000)
p	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000

Примечание: $X_{cp.}(95\% \text{ ДИ} \cdot 10^{-6})$ – интервальная оценка популяционной средней представлена с помощью доверительных интервалов; $Me(5\%; 95\%) \cdot 10^{-6}$ для описания асимметричных распределений использована медиана, а в качестве мер рассеяния процентиля (5-й и 95-й); p – достигнутый уровень значимости при проверке типа распределения (на нормальность) с помощью критерия Шапиро-Уилка (при критическом уровне значимости принятым равным $p > 0,05$).

Попарные сравнения усредненных значений весов после 200 обучений нейронной сети по параметрам треморограмм в виде площадей квазиаттракторов ($Z \cdot 10^{-6}$ у.е.) без акустического воздействия w_1 и с различными видами акустических воздействий при сравнении левой и правой рук испытуемых в режиме бинарной классификации с помощью непараметрического критерия Вилкоксона (при критическом уровне значимости принятым равным $p > 0,0051$)

	p – достигнутый уровень значимости с помощью критерия Вилкоксона				
	Без воздействия (w_{1j})	Белый шум (w_{2j})	Ритмичная музыка (w_{3j})	Классическая музыка (w_{4j})	Агрессивная музыка (w_{5j})
Без воздействия (w_{1j})		0,000	0,000	0,000	0,000
Белый шум (w_{2j})	0,000		0,000	0,298	0,000
Ритмичная музыка (w_{3j})	0,000	0,000		0,000	0,028
Классическая музыка (w_{4j})	0,000	0,298	0,000		0,004
Агрессивная музыка (w_{5j})	0,000	0,000	0,028	0,004	

Анализ таблицы 4.3 показал, что медианные значения весовых коэффициентов w_i параметров треморограмм – площадей квазиаттракторов ($Z \cdot 10^{-6}$ у.е.) после 200 обучений нейронной сети при сравнении левой и правой руки испытуемых имеют наибольшие различия без акустического воздействия и составляют 1,00 у.е.; при влиянии белого шума и классической музыки медианы весовых коэффициентов w_i составляют 0,548 у.е. и 0,535 у.е. соответственно. При влиянии ритмической и агрессивной музыки весовые коэффициенты не превышают 0,4 у.е., т.е. они наименее значимы в смысле диагностики параметров порядка при сравнении треморограмм левой и правой руки.

Далее выборка из 200 значений весовых коэффициентов была разбита на 4 интервала по 50 итераций, для которых были проверены типы распределения, рассчитаны медианы и средние значения весовых коэффициентов и выполнена оценка статистического критерия для проверки гипотез, которые представлены в табл. 4.5.

Таблица 4.5

Усредненные значения весов w_i ($w_i=Z*10^{-6}$ у.е.) после 200 обучений нейронной сети по различению параметров КА треморограмм на основе расчета площадей квазиаттракторов ($Z*10^{-6}$ у.е.) без акустического воздействия и с различными видами акустических воздействий при сравнении левой и правой рук испытуемых в режиме бинарной классификации

	Значимость выходных весов w_i признаков x_i при числе итераций нейросети $P=200$				
	Без воздействия (w_{1i})	Белый шум (w_{2i})	Ритмичная музыка (w_{3i})	Классическая музыка (w_{4i})	Агрессивная музыка (w_{5i})
Итерации с 1-50					
$X_{cp}, (95\% \text{ ДИ} * 10^6)$	0,898 (0,856; 0,941)	0,613 (0,542; 0,685)	0,387 (0,322; 0,452)	0,606 (0,530; 0,681)	0,420 (0,335; 0,505)
$Me (5\%; 95\%) * 10^6$	1 (0,593; 1,000)	0,620 (0,195; 1,000)	0,329 (0,081; 1,000)	0,547 (0,209; 1,000)	0,271 (0,082; 1,000)
достигнутый уровень значимости - p	0,000	0,035	0,001	0,002	0,000
Итерации с 51-100					
$X_{cp}, (95\% \text{ ДИ} * 10^6)$	0,917 (0,875; 0,960)	0,529 (0,474; 0,584)	0,406 (0,346; 0,465)	0,614 (0,541; 0,688)	0,443 (0,354; 0,532)
$Me (5\%; 95\%) * 10^6$	1 (0,585; 1,000)	0,517 (0,251; 0,905)	0,382 (0,104; 0,795)	0,564 (0,224; 1,000)	0,346 (0,083; 1,000)
достигнутый уровень значимости - p	0,000	0,101	0,121	0,013	0,000
Итерации с 101-150					
$X_{cp}, (95\% \text{ ДИ} * 10^6)$	0,952 (0,927; 0,978)	0,549 (0,486; 0,612)	0,427 (0,366; 0,488)	0,520 (0,456; 0,585)	0,465 (0,377; 0,553)
$Me (5\%; 95\%) * 10^6$	1 (0,737; 1,000)	0,568 (0,204; 1,000)	0,396 (0,121; 0,842)	0,480 (0,178; 0,927)	0,351 (0,099; 1,000)
достигнутый уровень значимости - p	0,000	0,179	0,201	0,225	0,000
Итерации с 151-200					
$X_{cp}, (95\% \text{ ДИ} * 10^6)$	0,904 (0,861; 0,947)	0,552 (0,487; 0,616)	0,453 (0,388; 0,517)	0,603 (0,532; 0,675)	0,529 (0,440; 0,618)
$Me (5\%; 95\%) * 10^6$	1 (0,592; 1,000)	0,516 (0,233; 0,995)	0,417 (0,137; 0,880)	0,525 (0,259; 1,000)	0,519 (0,086; 1,000)
достигнутый уровень значимости - p	0,000	0,189	0,069	0,001	0,003

Примечание: $X_{cp}, (95\% \text{ ДИ} * 10^{-6})$ – интервальная оценка популяционной средней представлена с помощью доверительных интервалов (ДИ); $Me (5\%; 95\%) * 10^{-6}$ для описания асимметричных распределений использована медиана, а в качестве мер рассеяния процентиля (5-й и 95-й); p – достигнутый уровень значимости при проверке типа распределения (на нормальность) с помощью критерия Шапиро-Уилка (при критическом уровне значимости принятым равным $p > 0,05$).

Тип распределения данных w_i определяет выбор статистических критериев для проверки гипотез. Ввиду отклонения распределения от нормального, для сравнения влияния различных акустических воздействий, необходимо сначала оценить наличие различий между группами в целом и только после обнаружения таковых проводить попарные сравнения с помощью непараметрического критерия Вилкоксона (с поправкой Бонферрони). За нулевую принимается гипотеза об отсутствии различий между группами при влиянии различных акустических воздействий.

Выполнив анализ весовых коэффициентов w_i влияния различных акустических воздействий при разбиении на 4 интервала по 50 итераций были получены следующие результаты: в первом интервале (итерации 1–50) установлены асимметричные распределения как в группе без акустического воздействия, так и в группах с различными видами акустических воздействий. Во втором интервале (итерации 51–100) распределение значений весовых коэффициентов подчинялось закону нормального распределения при влиянии белого шума и ритмичной музыки ($p=0,101$ и $p=0,121$ соответственно). В третьем интервале (итерации 101–150) закону нормального распределения, помимо влияния белого шума и ритмичной музыки, подчинялось значение весовых коэффициентов при влиянии классической музыки ($p=0,225$). В четвертом интервале закону нормального распределения подчинялось значение весовых коэффициентов только при влиянии белого шума ($p=0,189$), в остальных случаях были установлены асимметричные распределения. Поэтому в табл. 4.5 представлены результаты полученные с помощью средних арифметических и в медианах при влиянии различных акустических воздействий. Это обеспечивает сравнение двух подходов в оценке различий параметров w_i для левой и правой руки. Очевидно, что нормальное распределение в выборках весовых коэффициентов возникает совершенно хаотически, без каких-либо закономерностей и это ещё одна особенность НЭВМ.

Наиболее значимые параметры медиан весовых коэффициентов отмечаются в группе без воздействия и составляют 1,00 у.е. для всех четырех интервалов. На втором месте по значимости находятся медианы весовых коэффициентов при влиянии белого шума и классической музыки, которые находятся вблизи 0,6 у.е. Существенно, что и в средних значениях и в медианах эти состояния организма по параметрам тремора находятся устойчиво на 2-х и 3-х местах по уровню значимости. Увеличение числа итераций (переход от $P=50$ к $P=200$)

завершает ранжирование w_2 и w_4 , но по медиане w_2 имеет более высокий показатель ($w_2=0,548$ против $w_4=0,535$), хотя по средним значениям весов картина обратная. Агрессивная и классическая музыка имеют одинаковую картину. Существенно, что при сравнении выборок по $P=50$ (табл. 4.5) мы имеем постоянно изменяющуюся картину значимости w_2 и w_4 . Это показывает, что при малом числе итераций решение о ранжировании состояний *тремора* (различий левой и правой рук) будет ошибочным как по статистике средних значений весовых коэффициентов, так и по медианам. Хотя в этом случае возможны и нормальные распределения. Медианы весовых коэффициентов при влиянии ритмичной и агрессивной музыки не превышают 0,4 у.е.

Динамика изменения весовых коэффициентов w_i при различных акустических воздействиях представлена в виде диаграмм на рис. 4.5. Максимальный весовой коэффициент установлен для группы без воздействия (1,00 у.е.) – основной параметр порядка. Похожее воздействие на медианные значения весовых коэффициентов w_i параметров треморограмм – площадей квазиаттракторов ($Z \cdot 10^{-6}$ у.е.) оказывают классическая музыка и белый шум, их весовые коэффициенты не превышают 0,6 у.е. Для ритмичной и агрессивной музыки весовые коэффициенты не превышают 0,4 у.е.

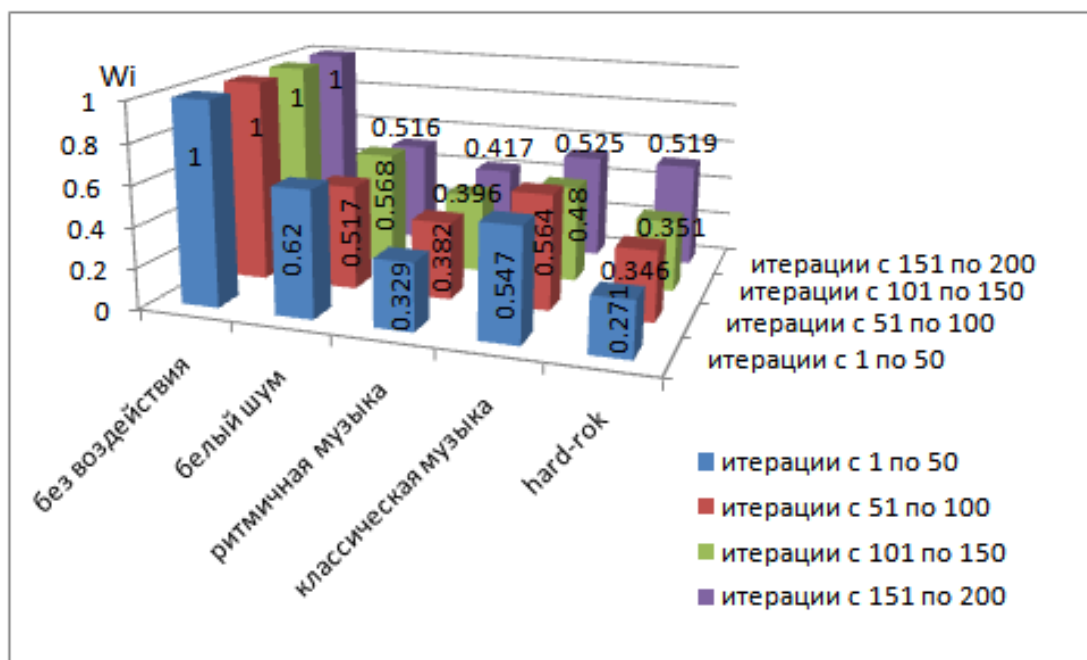


Рис. 4.5. Диаграмма медианных значений весовых коэффициентов параметров треморограмм (площадей квазиаттракторов ($Z \cdot 10^{-6}$ у.е.)) после 200 обучений искусственной нейронной сети (итерации с 1 по 200) при различных акустических воздействиях

Различия между группами (при различных акустических воздействиях) оценивалось с помощью критерия Фридмана ($p < 0,00000$) и только после обнаружения таковых проводились попарные сравнения с помощью непараметрического критерия Вилкоксона (с поправкой Бонферрони). За нулевую принимается гипотеза об отсутствии различий между группами при влиянии различных акустических воздействий. Результаты попарного сравнения представлены в табл. 4.6.

Таблица 4.6

Попарные сравнения усредненных значений весов w_i признаков x_i после 200-от обучений нейронной сети по параметрам треморограмм в виде площадей квазиаттракторов ($Z \cdot 10^{-6}$ у.е.) без акустического воздействия и с различными видами акустических воздействий при сравнении левой и правой рук испытуемых в режиме бинарной классификации с помощью непараметрического критерия Вилкоксона (при критическом уровне значимости принятым равным $p > 0,0051$)

	Без воздействия (w_{1i})	Белый шум (w_{2i})	Ритмичная музыка (w_{3i})	Классическая музыка (w_{4i})	Агрессивная музыка (w_{5i})
Итерации с 1-50					
Без воздействия (w_{1i})		0,000	0,000	0,000	0,000
Белый шум (w_{2i})	0,000		0,000	0,969	0,000
Ритмичная музыка (w_{3i})	0,000	0,000		0,000	0,554
Классическая музыка (w_{4i})	0,000	0,969	0,000		0,004
Агрессивная музыка (w_{5i})	0,000	0,000	0,554	0,004	
Итерации с 51-100					
Без воздействия (w_{1i})		0,000	0,000	0,000	0,000
Белый шум (w_{2i})	0,000		0,003	0,037	0,081
Ритмичная музыка (w_{3i})	0,000	0,003		0,000	0,409
Классическая музыка (w_{4i})	0,000	0,037	0,000		0,005
Агрессивная музыка (w_{5i})	0,000	0,081	0,409	0,005	
Итерации с 101-150					
Без воздействия (w_{1i})		0,000	0,000	0,000	0,000
Белый шум (w_{2i})	0,000		0,002	0,337	0,030
Ритмичная музыка (w_{3i})	0,000	0,002		0,027	0,401
Классическая музыка (w_{4i})	0,000	0,337	0,027		0,337
Агрессивная музыка (w_{5i})	0,000	0,030	0,401	0,337	
Итерации с 151-200					
Без воздействия (w_{1i})		0,000	0,000	0,000	0,000
Белый шум (w_{2i})	0,000		0,019	0,241	0,508
Ритмичная музыка (w_{3i})	0,000	0,019		0,001	0,053
Классическая музыка (w_{4i})	0,000	0,241	0,001		0,201
Агрессивная музыка (w_{5i})	0,000	0,508	0,053	0,201	

Анализ табл. 4.6 показал максимальное количество различий для первого интервала (итерации с 1 по 50) и минимальное количество различий для 4-го интервала (с 151 по 200 итерацию). Однако все это хаотический процесс, в разных выборках всё будет различным.

На рис. 4.6 представлен наглядный пример графика распределения весовых коэффициентов (итерации с 1 по 50).

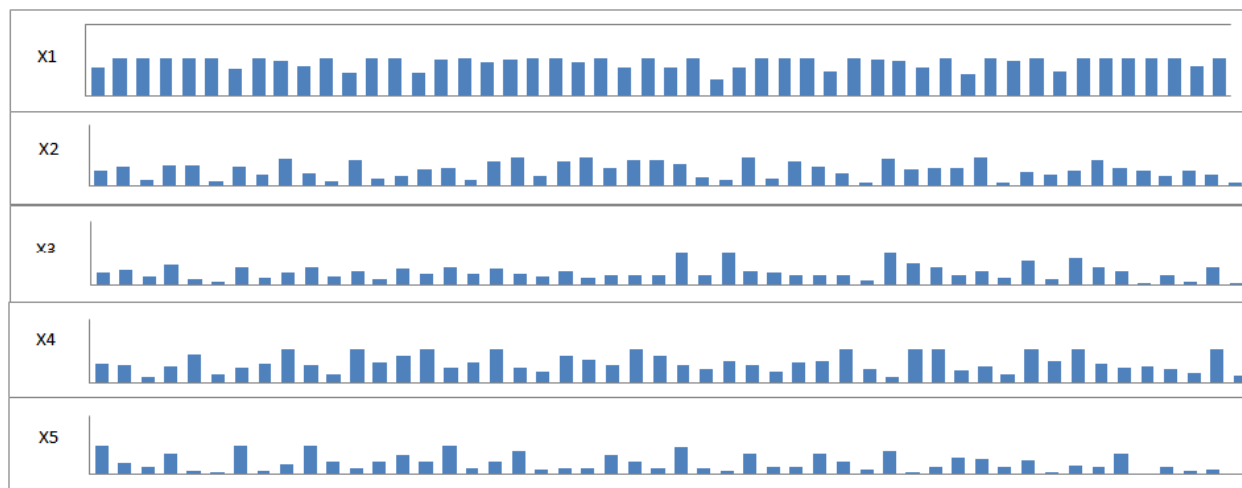


Рис. 4.6. Диаграмма распределения весовых коэффициентов w_i (итерации с 1 по 50) каждого из параметров (x_i) для каждого j -го обучения (метод градиентного спуска) искусственной нейронной сети ($j=1, \dots, 50$).

На рис. 4.6 имеются условные обозначения в виде: x_1 -динамика весовых коэффициентов w_i параметров треморограмм площадей S КА ($S=Z * 10^{-6}$ у.е.) без акустического воздействия; x_2 – динамика весовых коэффициентов w_i параметров треморограмм площадей КА ($Z * 10^{-6}$ у.е.) при воздействии белого шума; x_3 – динамика весовых коэффициентов w_i параметров треморограмм площадей квазиаттракторов ($Z * 10^{-6}$ у.е.) при воздействии ритмичной музыки; x_4 – динамика весовых коэффициентов w_i параметров треморограмм площадей квазиаттракторов ($Z * 10^{-6}$ у.е.) при воздействии классической музыки; x_5 – динамика весовых коэффициентов w_i параметров треморограмм площадей квазиаттракторов ($Z * 10^{-6}$ у.е.) при воздействии агрессивной (*hard-rock*) музыки. Очевидно, что наборы весов признаков как и сами треморограммы демонстрируют непрерывное чередование функций распределения $f(x)$ иногда параметрические, а чаще непараметрические, которые отличаются друг от друга. Идёт непрерывный калейдоскоп $f(x)$, как тремор и это демонстрирует принцип работы мозга. НЭВМ подобна работе мозга. Это объясняет и хаотическую динамику любых движений

человека (они всегда произвольны по тонкой структуре движения), на что обращали внимание учёные из Стэнфордского университета [7]. Мы представляем механизмы подобных процессов.

Асимметрия моторных реакций с позиций ТХС более выражена, чем с позиций стохастического подхода. Любое направленное акустическое воздействие, изменяя психическое состояние человека, изменяет значения параметров *квазиаттракторов* НМС, о чем свидетельствуют изменения их площадей. Усредненные реакции левой руки на звуковое раздражение испытуемых существенно отличаются от реакции на звук для правой руки испытуемых. Результаты обучения *нейросети* показывают разные результаты ранговой значимости, т.е. вклад каждого признака (обусловленного особым психическим состоянием) в процедуру идентификации важных диагностических признаков при каждой итерации (настройке нейроэмулятора) будет различным. Таким образом можно дифференцировать психические состояния человека по параметрам *тремора* правой руки.

В целом, *нейросеть* в режиме разовой настройки нельзя использовать для идентификации *параметров порядка*, т.е. наиболее важных диагностических признаков. В одном цикле будут важны одни x_i , а в другом – другие. В этом случае даже искусственная *нейросеть* показывает, что она не может повторить свое внутреннее состояние идентично даже два раза. Для миллиардов нейронов мозга поведение конкретного состояния вообще невозможно в принципе.

Несмотря на полученный результат, нами была подтверждена асимметрия моторных реакций в отношении левой и правой руки. Это подтверждается новыми и разными методами ТХС и статистики, при этом асимметрия моторных реакций с позиций ТХС более выражена, чем с позиций стохастического подхода. Нейроэмуляторы следует использовать для подобной идентификации при очень больших числах итераций задачи бинарной классификации.

Выводы

1. Любое направленное акустическое воздействие изменяет значения параметров *квазиаттракторов* НМС, о чем свидетельствуют изменения их площадей.
2. Усредненные реакции левой руки на звуковое раздражение испытуемых существенно отличается от реакции на звук для правой руки испытуемых.
3. Асимметрия моторных реакций с позиций *теории хаоса-самоорганизации* более выражена, чем с позиций стохастического подхода.

Литература

1. Брагина Н.Н., Доброхотова Т.А. Функциональные асимметрии человека. – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Медицина, 1988. – 240 с.
2. Еськов В.М., Гавриленко Т.В., Дегтярев Д.А. и др. Динамика квазиаттракторов параметров произвольных микродвижений конечностей человека как реакция на локальные термические воздействия // Вестник новых медицинских технологий. – 2012. – Т. XIX, № 4. – С. 26-29.
3. Еськов В.М., Козлова В.В., Дегтярев Д.А. и др. Влияние различных акустических воздействий на динамику параметров нервно-мышечной системы человека // Вестник новых медицинских технологий / Электронное издание. – 2013. – № 1.
4. Реброва О.Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ STATISTIKA. – М.: МедиаСфера, 2002. – 312 с.
5. Спрингер С., Дейч Г. Левый мозг, правый мозг: Пер с англ. – М.: Мир, 1983. – 256 с.
6. Унгуряну Т.Н., Гржибовский А.М. Краткие рекомендации по описанию, статистическому анализу и представлению данных в научных публикациях // Экология человека. – 2011. – № 5. – С. 55-60.
7. Churchland M.M., Cunningham J.P., Kaufman M.T. and others. Neural population dynamics during reaching // Nature. 2012. – v.487, P.51-56.
8. Eskov V.M., Eskov V. V., Filatova O.E. Characteristic features of measurements and modeling for biosystems in phase space of states medical and biological measurements. // Measurement Techniques. – 2011. – Vol. 53, No. 12. – P.1404-1410.
9. Eskov V.M., Eskov V.V., Pashnin A. S. Determination of the degree of synergism of the human cardiorespiratory system under conditions of physical effort. // Measurement Techniques. - Vol. 54, No. 7. – 2011. - P. 832-837.
10. Eskov V.M., Gavrilenco T.V., Kozlova V.V., Filatov M.A. Measurement of the dynamic parameters of microchaos in the behavior of living biosystems. // Measurement techniques. - 2012. - Volume 55, Issue 9. – P. 1096-1101.

РАЗДЕЛ V

ТЕОРИЯ ХАОСА-САМООРГАНИЗАЦИИ В АНАЛИЗЕ ТРЕМОРОГРАММ: ТЕПИНГ И ТРЕМОР КАК НЕПРОИЗВОЛЬНЫЕ ДВИЖЕНИЯ

Любые сложные БДС, образующие организм человека, популяции или биосферу Земли в целом являются уникальными и точно невозпроизводимыми системами. С точки зрения детерминистского подхода многократное повторение любого такого процесса должно обеспечивать идентификацию моделей БДС в *фазовом пространстве состояний*. Если биосистемы точно воспроизвести невозможно, то мы переходим к стохастике, т.е. к определению статистической функции распределения биопроцесса. Стохастика всегда требует повторения процесса, в котором его конечный результат будет флуктуировать около среднего значения. В этом случае мы всегда имеем неравномерное распределение случайной величины в отличие от активно разрабатываемой ТХС, где обычно имеется равномерное распределение значений параметров для ВСС, как любой сложной *биологической динамической системы*, т.е. для $x=x(t) = (x_1, x_2, \dots, x_m)^T$. В стохастике такой ВСС $x(t)$ должен иметь повторяющиеся начальное значение $x(t_0)$ и флуктуирующие конечное состояние $x(t_k)$. Если $x(t_0)$ воспроизвести невозможно, то стохастический подход применять нельзя (нет повторений испытаний, система уникальная и невозпроизводимая) [11–16].

Постуральный тремор и *теппинг* всегда рассматривались как примеры произвольных и непроизвольных движений. Однако, с позиций механики и ТХС оба этих движения не могут считаться произвольными движениями, т.к. они с механической точки зрения и с позиций *теории хаоса-самоорганизации* выполняются непроизвольно, они уникальные и неповторимые. Иными словами повторную траекторию *тремора* или *теппинга* воспроизвести невозможно. Как изучать и описывать тогда уникальные системы, про которые И.Р. Пригожин (1999) говорил, что они являются объектом науки. Один из ответов на этот сложный вопрос и представляется во II томе настоящей монографии.

Целью наших исследований явилось доказательство возможностей описания хаотической динамики поведения сложных БДС в рамках стохастического и нового хаотического (с учетом самоорганизации)

подходов на примере произвольных и непроизвольных движений человека.

Представлялось целесообразным выявить возможности применения стохастики в описании «*flickering*» систем на примере *теппинга* и *тремора* при многократных повторах экспериментов для одного испытуемого в режиме свободного удержания и при физических нагрузках; доказать целесообразность применения стохастического подхода в оценке параметров *квазиаттракторов тремора* левой и правой руки в условиях звукового воздействия, а также выполнить анализ параметров *тремора* и *теппинга* в рамках ТХС в зависимости от функционального состояния организма испытуемого с использованием нейроэмуляторов и установить общие зависимости в динамике *теппинга* и *тремора*.

5.1. Физиология и биомеханика неопределенности движения

Двигательная система позвоночных включает в себя: а) пассивную часть – жесткий сочлененный скелет и б) активную часть – поперечнополосатую мускулатуру со всем ее оснащением. Пассивный двигательный аппарат составляется из костных звеньев, располагающихся преимущественно вдоль оси органов (аксиально), а потому не обеспечивающих устойчивости системы без постоянного активного участия мускулатуры. Эти звенья подвижно сочленены между собой, образуя так называемые кинематические цепи. Мышечные массивы, анатомический раздел которых на отдельные мускулы имеет по большей части чисто морфологический аспект, не имеет существенной значимости для биодинамики. Мышцы охватывают аксиальные кинематические цепи снаружи, организуя преимущественно чисто морфогенетические звенья. При этом биодинамическое и решающее значение имеет расположение и направление концевых отрезков мышечных сухожилий. Расположение мышечных брюшек не имеет особого значения для динамики. Под скелетными кинематическими цепями обычно подразумевают не только кости с их суставами, но и подвижные органы, взятые в целом.

Число степеней свободы подвижности и деформируемости определяет меру взаимной подвижности двух звеньев кинематической цепи в биомеханике. Каждая степень свободы подвижности более или менее точно совпадает с отдельным, независимым направлением подвижности в том или другом суставе. Одноосные, например блоковид-

ные, суставы обладают одной степенью; яйцевидные и седловидные суставы (например, лучезапястный сустав и запястно-пястный сустав большого пальца руки) имеют по две, шаровидные суставы – по три степени свободы подвижности. Степени свободы подвижности характеризуют собой не размах или количественную меру подвижности (например, сгибаемости на большее или меньшее число градусов в сочленении), а качественную меру многообразия направлений и форм этой подвижности, которое может в некоторых случаях оказаться очень большим и при умеренных количественных амплитудах. Примерами могут служить: подвижность локтевой кости относительно плечевой, имеющая одну степень свободы, и деформируемость грудного отдела позвоночного столба, теоретически насчитывающая их гораздо больше.

Число степеней свободы взаимной подвижности звеньев кинематической цепи (или, иными словами, свободы деформируемости кинематической цепи) есть не что иное, как необходимое и достаточное число независимых друг от друга координат, которые должны быть назначены для того, чтобы поза органа оказалась вполне определенной. Так, например, для определения положения плеча относительно лопатки (при наличии у лопаточно-плечевого сочленения трех степеней свободы) необходимо и достаточно назначить три координаты (например, координаты сгибания – разгибания, приведения – отведения, продольной ротации). Очень важно отметить, что количество степеней свободы цепи не зависит от выбора той или иной системы координат или обозначений, т.е. является объективно присущим самой цепи. Заметим еще, что число степеней свободы деформации многозвенной цепи либо равно сумме чисел степеней свободы всех ее сочленений (так называемые незамкнутые цепи), либо несколько меньше ее (замкнутые цепи).

Подвижности кинематических цепей человеческого тела огромны и исчисляются десятками степеней свободы. Подвижность запястья относительно лопатки и подвижность предплюсны относительно таза насчитывают по 7 степеней, кончика пальца относительно грудной клетки – 16 степеней. Обладание подвижными пальцами обогащает подвижность и деформируемость руки по сравнению с передней конечностью, например, однокопытных четвероногих на 22 добавочных степени. Для сравнения укажем, что преобладающее большинство машин, работающих без непрерывного управления человеком, обладает при всей кажущейся сложности рычажных и шестеренных кинематических цепей всего лишь несколькими степенями свободы.

матических цепей всего одной степенью свободы, т.е. тем, что носит название вынужденного движения: например, многоцилиндровый дизель или газетопечатная ротационная машина. Две степени встречаются редко (например, центробежные регуляторы), три степени совершенно неупотребительны – настолько бурно возрастает сложность управления кинематическими цепями с прибавлением новых степеней свободы. Теоретически шестью степенями свободы обладает летящий снаряд (пушечное ядро, пуля, мина) – предмет изучения внешней баллистики. Здесь необходимо отметить: а) очень большую неточность управления его полетом и попаданием и б) необходимость пристрелки и корректировки.

Работа скелетных мышц человека происходит за счет нервной регуляции. В целом, выполнение всех движений осуществляется двигательными центрами ЦНС. Все движения человека в рамках компарментно-кластерного подхода можно разделить на *произвольные* и *непроизвольные*. Отличие движений друг от друга в том, что *произвольные* носят сознательный характер и выполняются в соответствии с реальной целью, а *непроизвольные* совершаются бессознательно и/или автоматически.

Даже самое простое движение в своей основе имеет сложные механизмы контроля, т.к. возбудимость мотонейронов определяется только частично процессами, которые протекают на спинальном и супраспинальном уровнях. При этом регуляторные системы получают дополнительную информацию через обратные связи от мотонейронов и рецепторов (чувствительных периферических аппаратов). Всё это имеет иерархическую структуру и систему регуляции.

При изменении активности соответствующей группы мышц происходит осуществление движениями человека, но управление может производиться только при наличии информации о скорости, ускорении и положении частей тела. Наличие обратной связи является основным и обязательным фактором в регулировании временных и пространственных характеристик движения.

В ответ на соответствующий сигнал с периферии или вышележащих отделов центральной нервной системы спинной мозг способен обеспечить сложные согласованные движения. Поддержание мышечного тонуса производится за счет рефлекторных саморегулирующих механизмов, которые осуществляют мотонейроны. На уровне спинного мозга выделяют преимущественно *тонические* и *фазические* звенья двигательной регуляции.

Регуляция движений получается невозможной без наличия двух функционально различных нейронов. Одна группа нейронов осуществляет запуск движения, вторая участвует в предпусковых процессах. При инициации якобы произвольного движения информация из моторной области поступает в сенсорную область.

Перед началом произвольного движения повышается рефлекторная возбудимость спинальных мотонейронов и понижается активность спинальных тормозных систем агониста. В результате обеспечивается необходимое количество быстрых и медленных двигательных единиц, которые задействуются в движении, которое осуществляется произвольно как в звене сгибателей, так и разгибателей – реципрочно.

Периодические динамические движения различны как в норме, так и при патологии. Известно, что *патологический тремор* (к примеру при болезни Паркинсона), по механизму и характеристикам существенно отличается от *постурального тремора*.

Существует различное количество и качественное разнообразие гипотез о происхождении и значении *тремора*, происхождение которого связывают с неполным тетанусом, инертностью саркоплазмы, игрой антагонистов, усилением импульсации из коры головного мозга в такт колебаниям α -ритма, необходимостью компенсации гемодинамических сдвигов и т.д. По другой теории происхождения тремора (Гурфинкель В.С. и соавт.) низкочастотный его компонент (1–3 Гц) отражает регуляцию удержания определенного положения сустава, а высокочастотный (7–9 Гц) – активность отдельных нейромоторных единиц в мышцах, обеспечивающих поддержание этого положения сустава.

К примеру, при сильном переохлаждении возникает характерный *непроизвольный тремор*, связанный с осцилляторным сокращением различных мышц. Так же с непроизвольным сокращением мышц связан и *постуральный тремор*, который возникает при удержании позы человека. Эти движения обычно возникают в различных частях тела, но чаще всего их отмечают в кистях рук, предплечье, при движениях головы. У здоровых людей сильный *тремор* чаще всего возникает при стрессах, употреблении ряда препаратов, когда *тремор* является побочным эффектом. Прежде всего это связано с влиянием ЦНС на мотонейроны и на рецепторное звено.

В клинических наблюдениях повторяющийся и выраженный тремор регистрируется не очень часто, обычно у людей, имеющих ту или

иную патологию. Известны две наиболее распространенные причины *патологического тремора*: болезнь Паркинсона и *эссенциальный тремор*. Они возникают по причинам различных заболеваний, хирургических вмешательств, травм или носят наследственный характер. *Эссенциальный тремор* возникает в виде дрожания рук при совершении различных действий, удержании стакана, завязывании шнурка ботинка и т.д. Данные расстройства вызывают значительные неудобства, но не обязательно несут серьезную угрозу для здоровья. К другим причинам постоянного *патологического тремора* относятся алкоголизм, генерализованный атеросклероз, опухоли, инсульт, гиперфункция щитовидной железы и болезнь Вильсона (редко встречающееся наследственное заболевание, которое характеризуется нарушениями обмена меди в организме).

Эти виды *тремора* существенно отличаются от *физиологического тремора*, который бывает у человека под влиянием эмоций или физической нагрузки. *Патологический тремор*, *тремор покоя* – имеет место в дистальных отделах конечностей в покое, обычно уменьшается при произвольных движениях; *постуральный* и *статодинамический тремор*, наиболее выраженный, когда соответственно туловище или конечности принимают и поддерживают определенное положение в пространстве; *интенционный тремор*, появляющийся в конечности при осуществлении движения в определенном направлении и усиливающийся при приближении к цели; *тремор «взмаха крыльев»* – большое по амплитуде дрожание, преимущественно выраженное в проксимальной мускулатуре конечностей. Все эти виды движения не являются строго периодическими, они демонстрируют непрерывный хаос движения даже в патологии.

Эссенциальный тремор характеризуется дрожанием при удерживании позы или предметов, т.е. носит статодинамический характер. В покое проявляется кивательными: «да-да», отрицательными «нет-нет» движениями головы. Усиливается при волнении и физическом напряжении, при приеме симпатомиметических тонизирующих средств (кофе, табак), иногда уменьшается при действии алкоголя. Заболевание прогрессирует медленно, может наблюдаться продолжительная стабилизация выраженности дрожания или даже уменьшение дрожания на некоторый период. При длительном течении могут присоединиться *интенционное дрожание* и другие экстрапирамидные симптомы.

Тремор покоя считается характерным симптомом болезни Паркинсона (идиопатический паркинсонизм) с частотой колебаний кисти 5-6 раз в секунду. При вторичном паркинсонизме (сосудистый токсический, постэнцефалитический, посттравматический) *тремор покоя* может отсутствовать, быть выраженным в незначительной степени или сочетаться со *статокинетическим* или *интенционным тремором*. Особенно часто разные варианты наблюдают у больных с разными наследственными и дегенеративными заболеваниями нервной системы, например, при оливопонтocerebellарной атрофии, хорее Гентингтона, гепатocerebellарной дистрофии (болезнь Вильсона – Коновалова).

Определена взаимосвязь между функциональным состоянием НМС и спектральной структурой микродвижений пальцев конечности. Эти исследования позволили выявить наиболее информативные составляющие спектра *тремора* при различных режимах мышечной активности. Поэтому в спектральной структуре *тремора* выделили «тоническую» и «фазическую» составляющие (7,5–10,5 Гц и 10,5–12,5 Гц). При нахождении в покое «тоническая» составляющая является доминирующей, при незначительном напряжении мышц активизируется «фазическая» составляющая. В случае продолжительного или патологического напряжения мышц, увеличивается мощность спектра в диапазоне 12,5–22 Гц, что коррелирует с клиническим состоянием, сопровождающим формирование мышечных компенсаторных процессов.

5.2. Биофизические методы регистрации различных видов движения

Для регистрации различных биомеханических движений было разработано различное количество методов и приборов. Исследователи, производившие регистрацию движений, в частности *тремора*, записывали движение среднего пальца руки на закопченной бумаге кимографа. Но такая механическая система была неудобной по своим размерам и наблюдались довольно сильные искажения записанных данных, т.е. треморограмм. В дальнейшем для регистрации движений стали использовать различные виды датчиков (индукционные, пьезо, токовихревые). К примеру, В.И. Кринский и М.Л. Шик использовали для регистрации тремора в лучезапястном суставе трансформаторный датчик перемещений. Имеются описания устройства в виде «тензометрического угломера» для регистрации *тремора* в двухзвеневой системе. Если устройства в своей основе используют индуктивные

или пьезодатчики, то точность показаний зависит от частоты. Использование же тензодатчиков требует наличие усилителя с высоким коэффициентом усиления.

Эти недостатки были ликвидированы в приборах, которые в своей основе имеют фотопреобразователь (тремограф Е. И. Шубочкиной и др. или оптический датчик (тремограф, созданный Ю. Новотоцким-Власовым и В.П. Ковалевым).

Но исследование *произвольных и непроизвольных* движений человека подразумевает получение кинематических показателей – перемещение, скорость, ускорение, и динамических показателей – сила, момент силы. Поэтому, сложно создать интегративный прибор, который на основе единых физических принципов смог бы обеспечить необходимые изменения.

Существуют приборы, в которых для регистрации движений используют широкополосные пьезоакселерометрические датчики. Разработанное научным коллективом в составе Антонца В.А., Анишкиной Н.М., Головановой Н.И., Шмелева И.И., Ефимова А.П. семейство *пьезоакселерометров медицинской и технической диагностики* (ПАМТ). Использование этих датчиков имеет ряд преимуществ:

1. Акселерометрические вибропреобразователи размещаются непосредственно на теле и не ограничивают двигательной активности пациента.
2. Высокая устойчивость измерений к внешним помехам, в отличие от измерительного вибропреобразователя, связанного с лабораторной системой координат.
3. Акселерометр – одно из простейших и надежных, доступных средств измерения вибраций.

Измерительный комплекс построен на базе 4 типоразмеров чувствительных элементов, отличающихся коэффициентом преобразования, полосой рабочих частот и выходной емкостью. Акселерометры отличались друг от друга также способом крепления на объекте (К – клеевое, Ш – на шпильку, Р – через разъем). Для медико-биологических исследований использовался акселерометр ПАМТ-1.

Этот преобразователь регистрирует с помощью серийных медицинских самописцев локальные и общие колебания тела человека, вызываемые работой сердца. Среди них наименьший уровень (10^{-3} – 10^{-2} м/с⁻²) имеют колебания тела как целого, называемые баллистическими. Приведенный ко входу уровень шумов усилительных трактов медицинских регистраторов имеет характерную величину – 10^{-5} В. Следовательно, для надежной регистрации баллистокардиосигнала нужно, чтобы акселерометр имел коэффициент преобразования

$K=102 \text{ мВ/мс}^{-2}$. Все это задает следующие технические характеристики:

- он должен регистрировать локальные колебания грудной стенки, вызываемые работой сердца, фоно- и сейсмокардиосигналы. Для этого его верхняя рабочая частота должна быть около 1000 Гц;
- он должен иметь размер (диаметр) около 20–30 мм, иначе его трудно разместить на теле;
- он должен быть не очень тяжелым (порядка 50 г);
- он должен иметь нижнюю рабочую частоту равную характерной частоте пульса, т.е. 1 Гц.

Разработаны конструкции пьезоакселерометра с чувствительным к изгибу преобразовательным элементом (рис. 5.1), который выполнен в виде биморфного диска, опирающегося по краям на корпус акселерометра. Толщина пьезоэлемента и металлической подложки подобраны так, что слой склейки не испытывает тангенциального напряжения при изгибе пластины. К металлической подложке прикреплен груз, масса которого значительно превосходит массу биморфного элемента.

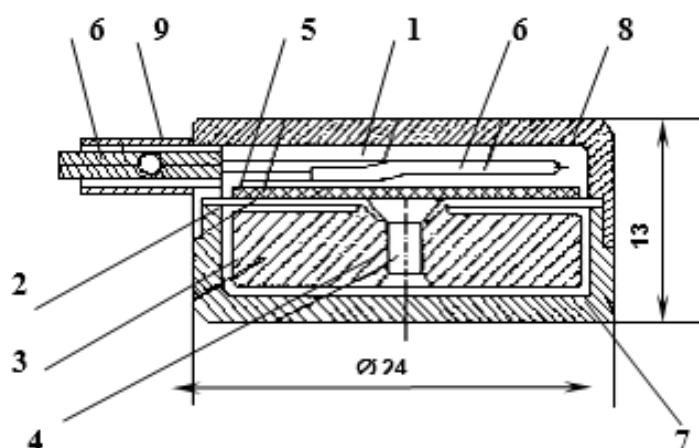


Рис. 5.1. Конструкция акселерометра ПАМТ-1: 1 – пьезопластина (ЦТС-19); 2 – металлическая подложка; 3 – груз; 4 – заклепка; 5 – контактная пластина; 6 – антивибрационный кабель; 7 – корпус; 8 – крышка; 9 – втулка

Его технические характеристики следующие:

- коэффициент преобразования по напряжению – $31,6 \text{ мВ/мс}^{-2}$;
- верхняя рабочая частота (при нелинейности АЧХ – 10%) – 700 Гц;
- нижняя рабочая частота определяется входными параметрами устройств (усилителей, регистраторов, анализаторов), с которыми ПАМТ работает;

- выходная емкость (без присоединенного кабеля) – 5900–2200 пФ;
- диаметр – 24 мм, толщина – 11 мм;
- масса (без кабеля) для пьезоакселерометров с клеевым креплением – 25 г, для пьезоакселерометров с креплением на шпильку – 41 г.

Как показали исследования, к недостаткам данного типа сенсоров относится невозможность измерения абсолютного значения перемещений (в единицах длины), а также влияние вибропреобразователя, размещенного непосредственно на объекте измерения – это присуще всем контактными методами измерений.

Особенностью применения вибродиагностики в изучении опорно-двигательной системы является исследование параметров не самих двигательных актов, а сопровождающих их вибраций, т.е. сравнительно низкоамплитудных и высокочастотных колебательных компонентов движения.

Такие колебания могут наблюдаться в диапазоне частот от сотых долей единиц до сотен герц, иметь различную физическую природу и обуславливаться различными физиологическими механизмами. Например, вибрации могут возникать при скольжении друг по другу поврежденных суставных поверхностей, при автоколебательном возбуждении мышц, при распространении механических возмущений по телу, вызываемых толчком при ходьбе. Как вибрацию можно рассматривать и *мышечный тремор*. Не исключено, что электрострикционные явления в мембранах нервных и мышечных волокон также могут приводить к высокочастотным (до нескольких сотен герц) механическим колебаниям тканей.

С использованием методов вибрационной диагностики для оценки состояния опорно-двигательной системы возможно исследование асимметрий вибраций, вызываемых движениями левых и правых конечностей. С одной стороны, оценка симметрии не требует высокой точности учета влияния передаточных сред (тканей и структур тела) на формирование регистрируемых сигналов. Известно, что это влияние приводит к существенным трудностям в метрологическом обеспечении исследования абсолютных величин параметров механической активности физиологических систем.

Относительные же измерения могут быть проведены существенно проще и надежнее. С другой стороны, поскольку одинаковое и одновременное поражение обеих конечностей маловероятно, нарушения симметрии сами по себе можно рассматривать как диагностические признаки.

С помощью подобных устройств в работах В.М. Еськова исследовались спектральные характеристики вибрационных сигналов, регистрируемых в ходе локомоционных актов. Известно, что отдельные функциональные звенья опорно-двигательной системы имеют различные по величине характерные времена (частоты) быстрогодействия и релаксации. Так, наибольшие частоты в спектре импульсных последовательностей в нервных волокнах составляют сотни или единицы тысяч герц, что соответствует периодам 0,001–0,01 секунды. Характерная длительность развития напряжения в мышечном волокне составляет 0,01–0,3 секунды, что соответствует частотам единиц и десятков герц. Характерный период действия мотонейронного пула равен приблизительно 0,1 секунды, что и определяет, по-видимому, частоту мышечного тремора – 10 герц, которую неоднократно регистрировали.

Было выявлено, что интенсивности вибраций, обусловленных различными механизмами, могут отличаться на несколько порядков. Так, ускорения при переднем толчке нижних конечностей могут составлять 300 м/с^2 и более, при треморе верхней конечности – $0,2\text{--}0,6 \text{ м/с}^2$, а при скольжении суставных поверхностей – $0,01\text{--}0,1 \text{ м/с}^2$. Одновременная регистрация одним и тем же устройством колебаний столь разного уровня практически невозможна. Частотная селекция позволяет в значительной степени обойти эту трудность. Однако несомненно, что пьезоакселерометрические датчики имеют ряд недостатков, поэтому были разработаны бесконтактные системы регистрации тремора на основе *токовихревых датчиков движения* (ТВДД). Разработанный бесконтактный способ регистрации *тремора* (непроизвольные движения конечности человека) и *теппинга* (произвольные движения конечности человека) – *биоизмерительный комплекс* в своей основе использует токовихревые датчики. БИК состоит из следующих функциональных блоков: блок датчиков, блок преобразователей, *аналого-цифровой преобразователь* (АЦП). Блок АЦП служит для сопряжения БИК с ЭВМ. В качестве измерительного устройства применяются датчики токовихревого типа. Собственно датчик представляет собой индукционную катушку в специальном корпусе, что представлено на рис 5.2.

В таких системах при введении (рис. 5.3) ферромагнитной пластины 1 в магнитное поле катушки 2 изменяется значение ее индуктивности, при этом весь магнитный поток делится на две части: поток, прошедший через ферромагнитную пластину и поток, не прошедший через ферромагнитную пластину.

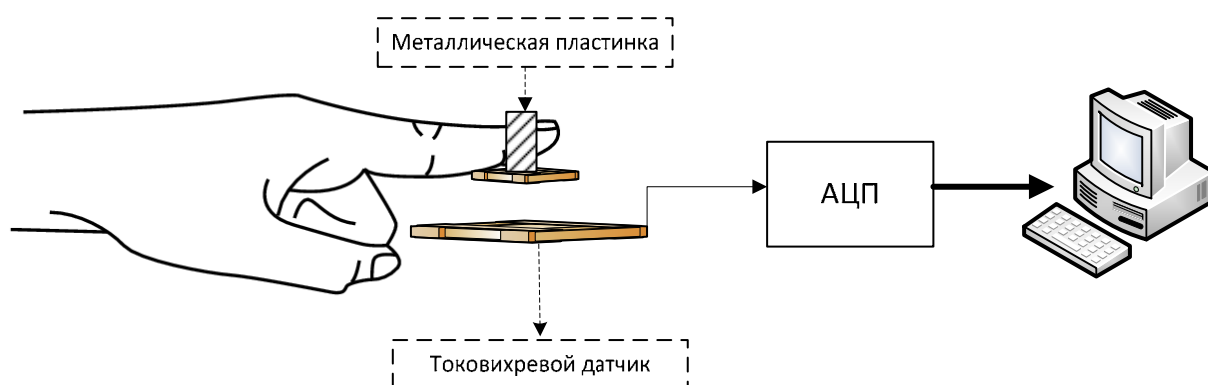


Рис. 5.2. Схема биоизмерительного комплекса регистрации тремора и теппинга

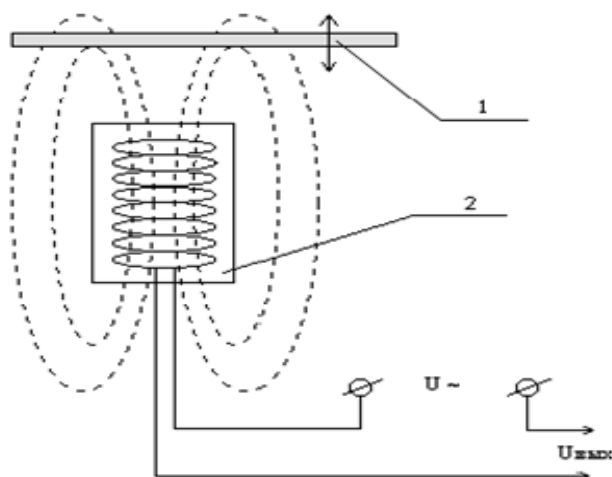


Рис. 5.3. Принцип работы токовихревого датчика:
1 – ферромагнитная пластина, 2 – катушка индуктивности

Чем ближе пластина подводится к катушке, тем большее количество линий магнитной индукции замыкается через нее, что и вызывает изменение индуктивности катушки. При удалении пластины от катушки происходит уменьшение ее индуктивности. Поскольку спираль Архимеда (индуктивность (2)) входит в колебательный контур (а он работает в резонансном режиме), то изменение магнитного потока отражается на величине тока в цепи колебательного контура. Так как частота колебаний контура велика ($\nu > 1 \text{ МГц}$), то система весьма надежно работает в диапазоне 0–1 КГц и выше, демонстрируя почти линейную зависимость (рис. 5.4).

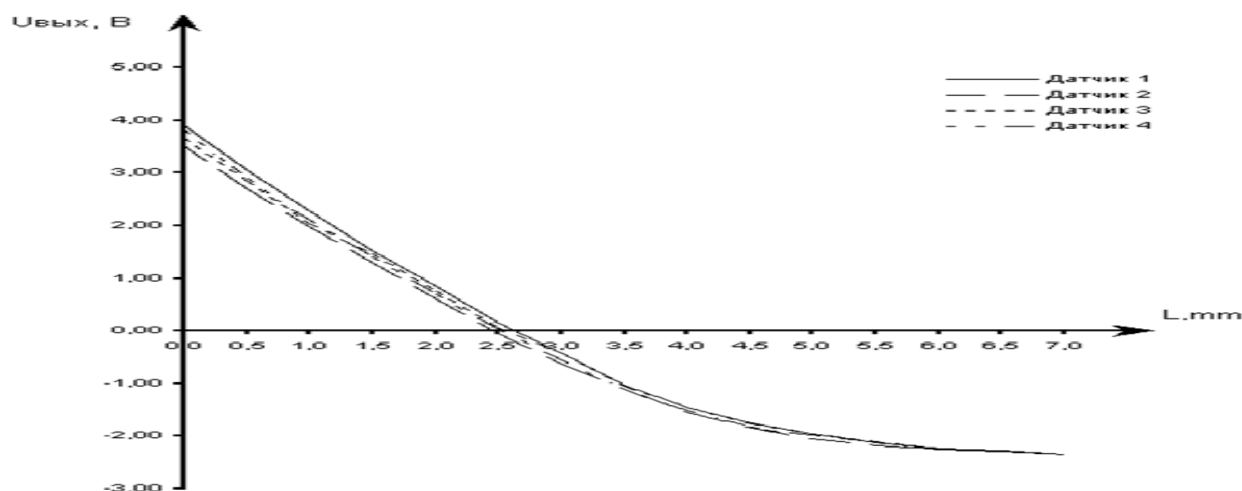


Рис. 5.4. График зависимости выходного сигнала $U_{\text{вых}}$ измерительного комплекса от расстояния L между токовихревыми датчиками и ответной пластиной (прикрепляемой к пациенту) для разных датчиков (метрологические исследования датчиков)

Таким образом, укрепив ферромагнитную пластину на поверхности объекта, можно дистанционно определить микроперемещение данного объекта по изменению значения индуктивности катушки.

Заметим, что достоинствами датчиков токовихревого типа являются:

1. Бесконтактный способ измерения микроперемещений.
2. Высокая точность измерения.
3. Простота конструкции.
4. Небольшие массогабаритные показатели (вся масса < 100 гр., а пластина менее 1 г. при размерах $\sim 30 \times 30 \times 20$ мм и менее).
5. Дешевизна (как следствие простоты конструкции).

5.3. Стохастика в оценке хаотической динамики тремора

Рассмотрим в сравнительном аспекте результаты стохастического анализа *постурального тремора* (как якобы произвольного движения) и *теппинга* (как якобы произвольного движения). Стохастическая обработка результатов хаотической динамики треморограмм и *теппинга* не дает существенных отличий (нет произвольности).

Существуют различия между участками треморограмм в плане нормального распределения или непараметрического распределения, между короткими отрезками измерений, к примеру, в пределах 1 сек.

для одной треморограммы общей длительности в 5 сек. Они настолько существенны, что использование традиционного стохастического подхода не идет в сравнение с методами ТХС. Таким образом, получается непрерывное изменение функций распределения: нормальные законы переходят в ненормальные распределения, но и между собой они (функции) все разные [6-11].

Были проведены эксперименты, в которых измеряли *тремор* и *теппинг* для одного и того же испытуемого с многократным повторением эксперимента, время регистрации *тремора* в одном эксперименте $T=5$ сек. Затем производилось попарное сравнение отрезков треморограмм для каждого испытуемого на предмет принадлежности всех этих выборок к общей генеральной совокупности у одного и того же испытуемого.

Стохастическая обработка результатов осуществлялась с использованием программных пакетов «ExcelMSOffice-2003» и «Statistica 6.1». Соответствие структуры данных закону нормального распределения оценивалось на основе вычисления критерия Колмогорова-Смирнова и критерия Лиллиефорса (для больших выборок). Изучаемое распределение отличается от нормального, если уровень значимости (p) будет меньше, чем критический (принимаемый за $P=0,05$). Это означает, что распределение отличается от нормального. В случае если исследуемые параметры не описываются законом нормального распределения при $p<0,05$, то дальнейшие исследования зависимостей производились с использованием методов непараметрической статистики. Выявление различий между конкретными (получаемыми непрерывно, при последовательном измерении) сравниваемыми попарно у одного испытуемого группами выполнялись при помощи критерия Вилкоксона. Если $p<0,05$, то тогда справедлива гипотеза о том, что выборки принадлежат разным генеральным совокупностям. Надежность используемых статистических оценок принималась не менее 95%.

Данные по произвольным движениям постурального тремора показали, что только отдельные случаи (в табл. 5.1 это $k=4$) могут показывать приближение P к 0,05 (но не достигать 0,05).

В табл. 5.1 приведены значения вычислений критериев Колмогорова – Смирнова и Лиллиефорса для треморограмм, что характерно для многих сотен испытуемых, которые демонстрировали подобные результаты (нормальный закон – менее 1 %).

Таблица 5.1

**Значения вычисленных критериев Колмогорова – Смирнова и
Лиллиефорса для треморограмм**

	Колмогорова- Смирнова	Лиллиефорса
Var1	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var2	$p < 0,05$	$p < 0,01$
Var3	$p < 0,05$	$p < 0,01$
Var4	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var5	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var6	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var7	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var8	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var9	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var10	$p < 0,05$	$p < 0,01$
Var11	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var12	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var13	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var14	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var15	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var16	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var17	$p < 0,05$	$p < 0,01$
Var18	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var19	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var20	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var21	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var22	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var23	$p < 0,01$	$p < 0,01$

Как видно из табл. 5.1 все значения уровня значимости $p < 0,05$, таким образом можно говорить, что наши значения распределения отличаются от нормального. Далее, в табл. 5.2 представлены результаты попарного сравнения выборок. Данные представлены в виде матрицы с проверкой по критерию Вилкоксона.

Таблица 5.2

Матрица попарного сравнения треморограмм

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23
1		0,000	0,038	0,000	0,207	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	0,000	0,019	0,000	0,000	0,000	0,165	0,000	0,007	0,000	0,000	0,000
2	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,094	0,000	0,000	0,000	0,835	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,146
3	0,038	0,000		0,000	0,566	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,012	0,000	0,000	0,000	0,612	0,000	0,000	0,746	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
4	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	0,000	0,000	0,002	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
5	0,207	0,000	0,566	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,002	0,247	0,000	0,000	0,829	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
6	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,846	0,000	0,000	0,185	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
7	0,000	0,094	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,673	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
8	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,005	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,004	0,000	0,000
9	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,005		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,288	0,003	0,000
10	0,000	0,000	0,000	0,001	0,000	0,846	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,127	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
11	0,000	0,835	0,012	0,000	0,000	0,000	0,673	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,377
12	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,038	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,044	0,000	0,000	0,000
13	0,000	0,000	0,000	0,002	0,000	0,185	0,000	0,000	0,000	0,127	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
14	0,019	0,000	0,000	0,000	0,002	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,038	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,623	0,000	0,000	0,000
15	0,000	0,000	0,612	0,000	0,247	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,002	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
16	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
17	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
18	0,165	0,000	0,746	0,000	0,829	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,002	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
19	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000
20	0,007	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,044	0,000	0,623	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000
21	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,004	0,288	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,646	0,000
22	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,003	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,646		0,000
23	0,000	0,146	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,377	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	

Так как у многих пар $p < 0,05$, то это говорит о наличии существенных различий полученных 23 выборок с использованием стохастического анализа. Таким образом получается, что используемые выборки не принадлежат одной генеральной совокупности (за исключением $k=18$ пар!). Из представленной таблицы только пары: 5_1, 5_3, 7_1, 10_6, 11_2, 11_7, 13_6, 13_10, 15_13, 15_5, 18_1, 18_3, 18_5, 20_12, 20_14, 21_9, 22_21, 23_2, 23_11, не имеют существенных различий, но остальные пары выборок имеют существенные различия, а значит они принадлежат разным генеральным совокупностям.

В итоге для 253 пар сравнения только 18 пар не имеют существенных различий (это около 7%) между собой, а остальные 235 пар принадлежат разным генеральным совокупностям и различия между ними существенные. Наблюдаются калейдоскоп внутренних перестроек в нервно-мышечной системе одного человека. Нечто подобное мы имеем и для теппинграмм, хотя *теппинг* – произвольное движение. Стохастическая обработка теппингграмм как произвольных движений представлена в табл. 5.3. Приведены значения вычислений критериев Колмагорова – Смирнова и Лиллиефорса для теппингграмм, которые ещё хуже, чем для *тремора* по возможности их отнесения к нормальному закону распределения (только одна теппинграмма подходит к значению $< 0,05$).

**Значения вычисленных критериев Колмогорова – Смирнова и
Лиллиефорса для теппингграмм**

	Колмагорова- Смирнова	Лиллиефорса
Var1	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var2	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var3	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var4	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var5	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var6	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var7	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var8	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var9	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var10	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var11	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var12	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var13	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var14	$p < 0,05$	$p < 0,01$
Var15	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var16	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var17	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var18	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var19	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var20	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var21	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var22	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Var23	$p < 0,01$	$p < 0,01$

Как видно, все значения теппингграмм демонстрируют уровень значимости $p < 0,01$ и только один раз $p < 0,05$. Таким образом можно говорить, что наши значения распределения отличаются от нормального существенно (табл. 5.1), чем для треморограмм. При этом мы говорим об управлении со стороны ЦНС, т.е. о произвольности.

В таблице 5.4 представлены результаты попарного сравнения выборок, которые оценивались в виде матрицы по критерию Вилкоксона. Их тоже можно сравнить с тремором, т.е. с таблицей 5.2.

В итоге для 253 пар сравнения – только 42 пары не имеют существенных различий между собой, а остальные 213 пар принадлежат разным генеральным совокупностям и различия между ними существенные. Это уже около 16 %, что больше, чем для *тремора*. В этом, очевидно, и заключено статистическое различие между *тремором* и *теппингом*, т.е. между «непроизвольным» и «произвольным» движением. Однако, и там, и там мы имеем хаос и неповторяемость в движениях, а нормальное распределение даже лучше у *тремора*, чем у *теппинга*.

Увеличение количества общих пар теппинграмм по сравнению с треморограммами говорит о частичном увеличении синхронизма за счет афферентации и привлечения мыслительной деятельности. Это свидетельствует о начале некоторого сдвига от хаотического режима к стохастическому. При этом увеличение общих пар теппинга возможно из-за изменения структуры колебаний.

Таблица 5.4

Матрица попарного сравнения треморограмм по критерию Вилкоксона

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23
1		0,000	0,000	0,571	0,005	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	0,059	0,000	0,025	0,004	0,860	0,000	0,717	0,000
2	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,930	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
3	0,000	0,000		0,000	0,001	0,497	0,489	0,000	0,003	0,010	0,000	0,060	0,000	0,000	0,997	0,000	0,940	0,000	0,000	0,000	0,012	0,000	0,576
4	0,571	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,092	0,000	0,014	0,000	0,000	0,013	0,000	0,000	0,008	0,475	0,000	0,303	0,000
5	0,005	0,000	0,001	0,000		0,001	0,000	0,000	0,227	0,559	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,168	0,000	0,000	0,178	0,000	0,001
6	0,000	0,000	0,497	0,000	0,001		0,957	0,000	0,000	0,000	0,000	0,153	0,000	0,000	0,996	0,000	0,746	0,000	0,000	0,000	0,001	0,000	0,307
7	0,000	0,000	0,489	0,000	0,000	0,957		0,000	0,000	0,000	0,000	0,109	0,000	0,000	0,137	0,000	0,929	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,090
8	0,000	0,930	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
9	0,000	0,000	0,003	0,000	0,227	0,000	0,000	0,000		0,261	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,003	0,000	0,000	0,983	0,000	0,007
10	0,000	0,000	0,010	0,000	0,559	0,000	0,000	0,000	0,261		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,026	0,000	0,000	0,393	0,000	0,000
11	0,001	0,000	0,000	0,092	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,583	0,124	0,000	0,230	0,000	0,000	0,441	0,000	0,000	0,000	0,000
12	0,000	0,000	0,060	0,000	0,000	0,153	0,109	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,140	0,000	0,545	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,013
13	0,000	0,000	0,000	0,014	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,583	0,000		0,081	0,000	0,173	0,000	0,000	0,707	0,000	0,000	0,000	0,000
14	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,124	0,000	0,081		0,000	0,032	0,000	0,000	0,302	0,000	0,000	0,000	0,000
15	0,000	0,000	0,997	0,000	0,000	0,996	0,137	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,310	0,000	0,000	0,000	0,002	0,000	0,018
16	0,059	0,000	0,000	0,013	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,230	0,000	0,173	0,032	0,000		0,000	0,000	0,031	0,045	0,000	0,006	0,000
17	0,000	0,000	0,940	0,000	0,000	0,746	0,929	0,000	0,000	0,000	0,000	0,545	0,000	0,000	0,310	0,000		0,000	0,000	0,000	0,001	0,000	0,030
18	0,025	0,000	0,000	0,000	0,168	0,000	0,000	0,000	0,003	0,026	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,015	0,004	0,014	0,000
19	0,004	0,000	0,000	0,008	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,441	0,000	0,707	0,302	0,000	0,031	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000
20	0,860	0,000	0,000	0,475	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,045	0,000	0,015	0,000		0,000	0,817	0,000
21	0,000	0,000	0,012	0,000	0,178	0,001	0,000	0,000	0,983	0,393	0,000	0,000	0,000	0,000	0,002	0,000	0,001	0,004	0,000	0,000		0,000	0,004
22	0,717	0,000	0,000	0,303	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,006	0,000	0,014	0,000	0,817	0,000		0,000
23	0,000	0,000	0,576	0,000	0,001	0,307	0,090	0,000	0,007	0,000	0,000	0,013	0,000	0,000	0,018	0,000	0,030	0,000	0,000	0,000	0,004	0,000	

Как видно из полученных результатов на основе стохастической обработки получается, что любой интервал регистрации *тремора* и *теппинга* будет уникальным и неповторимым, даже в случае, если испытуемый находится в комфортном состоянии, без внешних воздействий.

Эти изменения будут наблюдаться непрерывно у любого испытуемого, следовательно, любые результаты стохастического анализа будут иметь характер изменения только для данного интервала времени. Это значит для другого интервала времени параметры будут другими и будут другие $f(x)$. Достоверность стохастических методов обработки подобных сигналов остается под вопросом. Таким образом гомеостаз – это непрерывное хаотическое движение *вектора состояния системы*. Однако, мы не отвергаем стохастику полностью и ТХС вместе со стохастическим подходом можно использовать успешно в оценке параметров *квазиаттракторов* тремора левой и правой руки.

В этом случае использовался подход, основанный на анализе площадей КА параметров нервно-мышечной системы (*постуральный тремор*) при одновременной регистрации треморограмм левой и правой рук испытуемых. Все полученные КА образовывали выборку (по числу испытуемых).

Выборки левой и правой рук первоначально оценивались на соответствие закону нормального распределения на основе вычисления критериев, представленных в табл. 5.5: Колмогорова–Смирнова, Лиллиефорса, Шапиро–Уилка. В результате было получено, что *квазиаттракторы* треморограмм для левой и правой рук испытуемых не описываются законом нормального распределения. В связи с этим дальнейшие исследования зависимостей производились методами непараметрической статистики для площадей КА, которые представлены в табл. 5.6.

Используя критерий Фридмана, было проведено сравнение площадей КА треморограмм испытуемых, при уровне значимости $p < 0,05$. Данный критерий не показал различий *квазиаттракторов* между левой и правой руками при $p < 0,00002$. При этом полученные площади согласованы друг с другом – конкордация Кендала равно 62,9. Для выявления различий между показателями площадей КА треморограмм левой и правой рук, был использован непараметрический критерий Вилкоксона, в результате при сравнении площадей КА треморограмм были выявлены статистически значимые различия ($p = 0,000066$).

Таблица 5.5

Значения вычисленных критериев Колмогорова – Смирнова, Лиллиефорса, Шапиро-Уилка по выборкам для левой и правой рук

	Колмогоров-Смирнов	Лиллиефорса	Шапиро - Уилка	p
Левая рука	$p < 0,01$	$p < 0,01$	0,438421	1,878646E-09
Правая рука	$p < 0,05$	$p < 0,01$	0,766297	2,198258E-05

Параметры квазиаттракторов (площади) треморограмм двух рук

Испытуемый	$S_{КА} \cdot 10^{-6}$ (у.е.) для левой руки	$S_{КА} \cdot 10^{-6}$ (у.е.) для правой руки
1.	0,85	0,50
2.	2,18	0,66
3.	3,51	1,99
4.	8,88	0,33
5.	6,85	2,48
6.	2,55	0,47
7.	3,51	4,04
8.	5,03	4,48
9.	4,08	0,18
10.	2,18	0,20
11.	0,58	0,38
12.	0,83	0,25
13.	5,28	0,43
14.	2,51	0,69
15.	2,73	0,16
16.	1,72	0,71
17.	7,47	0,54
18.	3,81	9,27
19.	6,88	6,12
20.	2,04	0,17
21.	3,43	4,59
22.	18,07	2,40
23.	6,31	0,13
24.	72,34	2,57
25.	18,35	3,93
26.	13,14	2,24
27.	4,29	0,51
28.	4,27	1,96
29.	2,90	0,23

Управление основными движениями тела человека и его сенсорными функциями равномерно распределено между двумя полушариями мозга. Однако, физическая симметрия мозга не означает, что правая и левая стороны равноценны во всех отношениях. Достаточно обратить внимание на параметры *квазиаттракторов* треморограмм площадей двух рук (табл. 5.6), чтобы увидеть начальные признаки функциональной асимметрии.

Из анализа результатов расчетов площадей КА треморограмм левой и правой рук испытуемых установлено, что размеры площади левой руки гораздо выше чем правой. Отсюда видно, что асимметрия моторных реакций с позиций ТХС более выражена, чем с позиций стохастического подхода [6–13].

Особое внимание было уделено доказательству общности в регуляции *тремора* и *теппинга* при одинаковых внешних воздействиях. Это усиливает тезис о произвольности любого произвольного движения и общности *тремора* и *теппинга*.

Данные экспериментов произвольных движений человека (*постурального тремора*) получались с использованием датчиков токовихревого типа в БИК, разработанном в лаборатории биокибернетики и биофизики сложных систем при СурГУ. Он обеспечивает высокую точность измерений и широкий диапазон частот регистрируемого тремора, а также обработку полученной информации. Принцип работы БИК заключается в использовании сигналов от двух токовихревых датчиков, между которыми помещается исследуемый объект для измерения его микроперемещений. Обработку сигналов с датчиков производили с использованием запатентованной программы (№ 2000610599 от 2000 г.), обеспечивающей получение спектральных характеристик и их анализ в фазовом пространстве состояний.

Принцип общности регуляции *тремора* и *теппинга* рассмотрим на примере эксперимента употребления слабоалкогольного напитка. На момент эксперимента все испытуемые находились в хорошей физической форме и без явных патологий. Эксперимент проводился в три этапа. На первом этапе, до употребления слабого алкогольного напитка, у испытуемых регистрировались параметры *нервно-мышечной системы* и *сердечно-сосудистой системы* в спокойном состоянии. На втором этапе испытуемым был предложен алкогольный напиток в объеме 250 мл. с содержанием спирта 4,2%. Через 5 минут после употребления напитка регистрировались параметры ФСО. На третьем этапе было предложено дополнительно по 250 мл. того же самого алкогольного напитка.

Далее полученные результаты обрабатывались методами *теории хаоса-самоорганизации* (рассчитаны КА и их площади) и методами стохастической (статистической) обработки данных (в частности была рассчитана энтропия Шенона).

Характеристика микроперемещений пальца (*постуральный тремор*) одного из испытуемых после принятия алкогольного напитка представлена на рис. 5.5А. На рис. 5.5В – АЧХ для этих треморограмм.

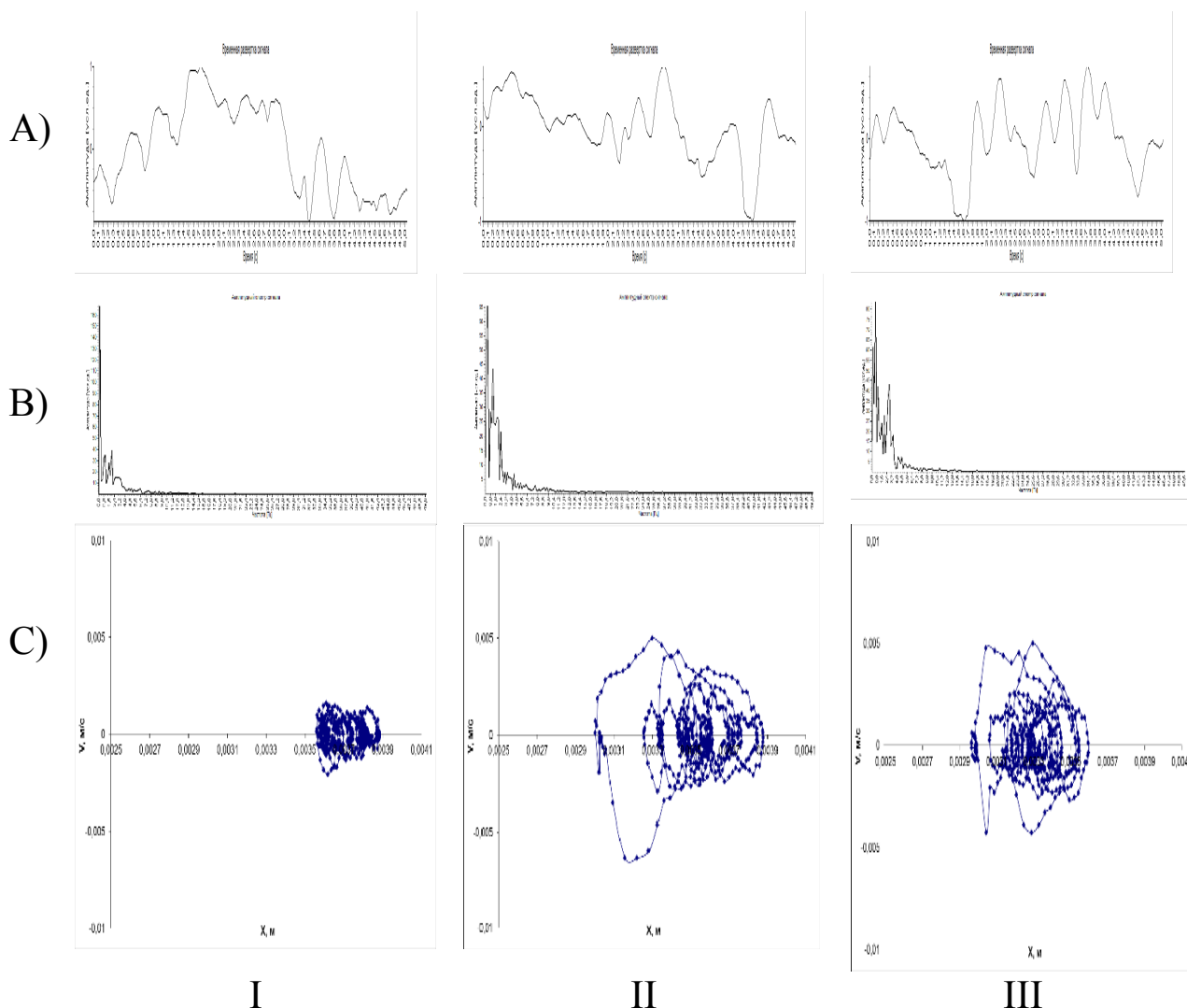


Рис. 5.5. Треморограммы – А; амплитудно-частотные характеристики этих же сигналов $x_I(t)$, – В; С – фазовый портрет сигналов на плоскости с координатами $x_I, x_2 = dx_I/dt$ – квазиаттракторы : I до употребления алкоголя; II – через 5 мин после употребления 250 мл. слабоалкогольного напитка; III – после повторного употребления 250 мл. слабоалкогольного напитка

Из рис. 5.5 при сравнении состояний до и после употребления алкогольного напитка видно значительное изменение АЧХ. А именно – изменение пикового значения амплитуды со 160 до употребления, до 65 через 5 мин. после употребления 250 мл. слабоалкогольного напитка и незначительный рост до 75 после повторного употребления 250 мл. слабоалкогольного напитка. На втором этапе наблюдается сдвиг по АЧХ в зону средних частот.

Изменение параметров теппингграмм испытуемого при употреблении алкогольного напитка представлены на рис. 5.6.

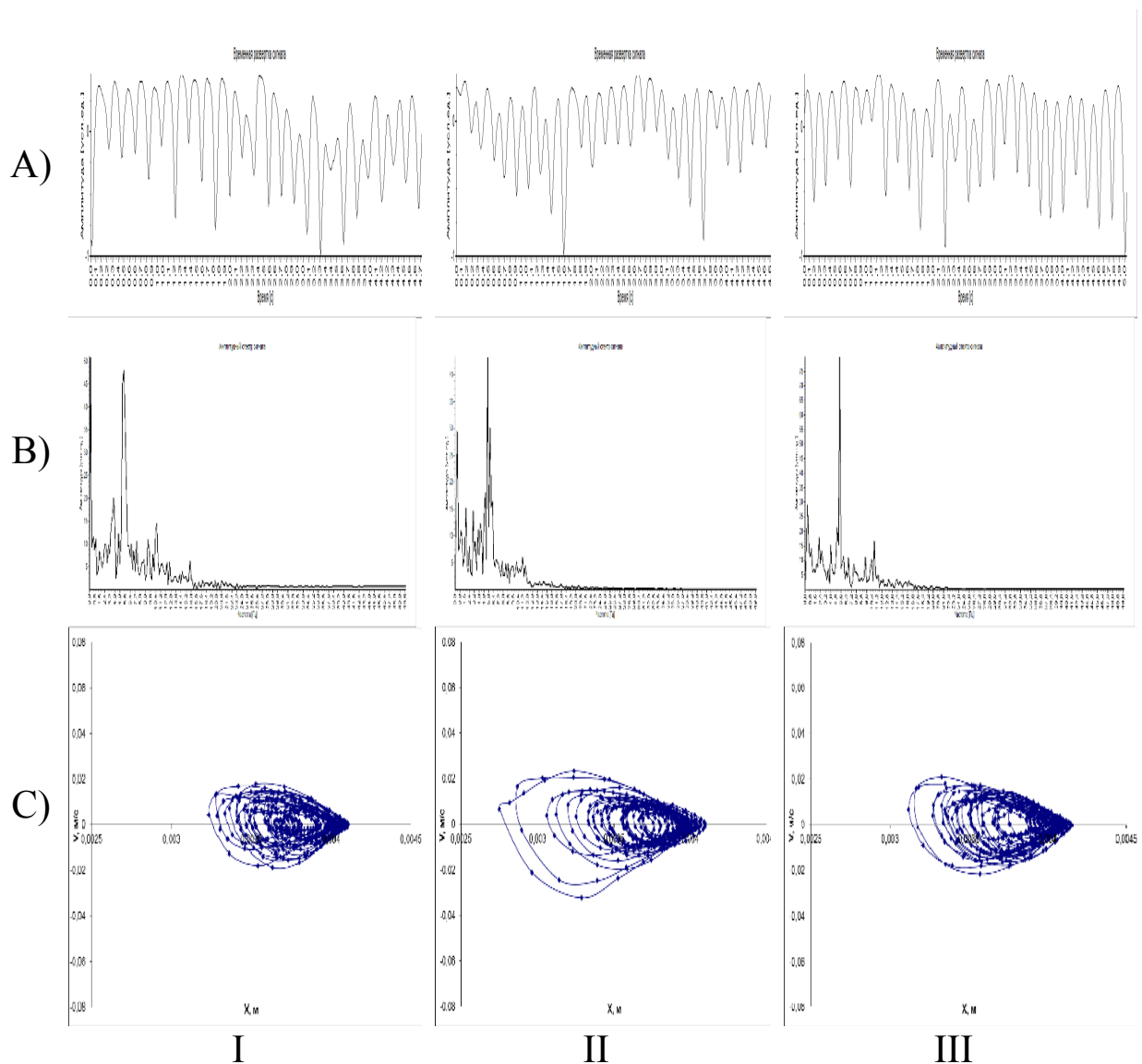


Рис. 5.6. Теппингграммы – А; амплитудно-частотные характеристики этих же сигналов $x_1(t)$, – В; фазовый портрет сигналов на плоскости с координатами $x_1, x_2 = dx_1/dt$ – квазиаттракторы : I до употребления алкоголя; II – через 5 мин после употребления 250 мл. слабоалкогольного напитка; III – после повторного употребления 250 мл. слабоалкогольного напитка.

При сравнении показателей АЧХ сигналов видно, что после употребления алкогольного напитка значение амплитуды почти не изменилось (50 усл.ед до употребления, и 43 усл.ед после употребления), но после повторного употребления виден рост значения амплитуды в 1,8 раза (до 76 усл.ед), что подобно тремору.

Как видно, после употребления алкогольного напитка увеличиваются размеры КА как для *теппинга* так и для *тремора*. Такие выводы можно сделать по фазовым портретам, но визуальной оценки степени изменения параметров *тремора* и *теппинга* явно недостаточно. Поэтому дополнительно в табл. 5.7 и 5.8 приведены точные результаты изменения площадей КА и энтропии Шеннона для *тремора* и *теппинга*.

Таблица 5.7

Площади квазиаттракторов для параметров тремора и теппинга

Площади квазиаттракторов	до употребления	после употребления	после повторного употребления
Тремор	5,97686E-07	3,20524E-06	1,53556E-06
Теппинг	0,002997902	0,003288983	0,003098597

Таблица 5.8

Значение энтропии Шеннона, тремора и теппинга

Энтропия Шеннона	до употребления	после употребления	после повторного употребления
Тремор	2.7152	3.0038	2.9156
Теппинг	2.8854	3.0248	2.9485

Из табл. 5.7 видно, что при употреблении слабоалкогольного напитка как в случае *тремора*, так и *теппинга* происходит увеличение площади квазиаттракторов ($S_{тр.до}=5,97686E-07$, $S_{тр.пос}=3,20524E-06$, $S_{теп.до}=0,002997902$, $S_{теп.пос}=0,003288983$), а после повторного употребления происходит уменьшение КА ($S_{тр}=1,53556E-06$, $S_{теп}=0,003098597$) до близкого значения, это свидетельствует о том, что при употреблении

алкоголя организм человека испытывает значительный стресс, а затем в результате различных механизмов адаптации и саморегулирования стабилизирует свое состояние. Изменение энтропии Шеннона происходит в согласованности с ТХС, но весьма слабо.

Как видно, в случае методов *теории хаоса-самоорганизации*, так и в случае методов стохастической обработки данных, регуляция организма как для *тремора* так и для *теппинга* происходит одинаково. Т.е. изменение площадей КА и энтропии Шеннона для *тремора* и кардиоинтервалов происходит согласованно, но степень выраженности различна.

Применение стохастического подхода на примере *тремора* при проведении многократного повтора эксперимента для одного и того же испытуемого позволяет установить стохастические различия в параметрах хаотической динамики *тремора* на коротких интервалах измерения Δt . При этом число «совпадений» зависит от утомления и физической нагрузки биомеханической системы.

В условиях направленного звукового воздействия происходит изменение параметров *квазиаттракторов тремора* как для левой, так и для правой руки, но асимметрия реакции нервно-мышечной системы испытуемого с позиции ТХС заметнее в сравнении со стохастическими методами.

При употреблении слабоалкогольного напитка для *тремора* и *теппинга* происходит увеличение площадей КА, а при повторном употреблении происходит уменьшение их площади. В целом, при употреблении алкоголя организм человека испытывает значительный стресс, но после увеличения дозы в результате работы различных механизмов адаптации и саморегулирования происходит стабилизация состояния.

В результате экспериментов доказаны общие зависимости в динамике поведения и регуляции *тремора* и *теппинга* при одинаковых внешних воздействиях, изменения параметров как с позиции ТХС (площади *квазиаттракторов*), так и с позиции стохастического подхода (энтропия Шеннона) полностью согласуются. После употребления слабоалкогольного напитка происходит увеличение площадей КА и энтропии Шеннона, а после повторного употребления происходит уменьшение обоих параметров.

5.4. Анализ влияния дозированной физической нагрузки на показатели функциональной системы организма человека с позиций системного синтеза

В настоящее время в медицине и в физиологии спорта оценка эффективности проводимых лечебных или физкультурных воздействий производится по характеру изменения отдельных диагностических (физиологических) признаков, характеризующих определенную нозологическую единицу в рамках измерения некоторых статистических показателей (статистического среднеквадратичного отклонения, статистического математического ожидания и т.д.). При этом используют только отдельные показатели ССС, которые обрабатываются традиционными методами математической статистики и не учитывают изменчивость параметров ВСОЧ по всем возможным диагностическим признакам в ФПС одновременно.

В связи с этим одной из множества научных проблем, интересующих специалистов биологического профиля, является комплексная оценка функционального состояния организма и его адаптационных резервов к различным родам воздействиям, в том числе к физическим нагрузкам. Поэтому возникает необходимость внедрения в биомедицинскую практику современных системных методов для изучения функционального состояния ССС и *вегетативной нервной системы* организма человека на базе некоторых интегративных методов.

В настоящее время является целесообразным изучение функциональных резервов организма с помощью системного анализа его исходного состояния, морфофункциональных особенностей в условиях покоя и после нагрузочных тестов [12, 16]. Несомненный интерес для физиологов и специалистов в области биологии сложных систем представляет изучение корреляционных взаимоотношений ФСО в покое и при выполнении физических нагрузок у тренированных и нетренированных лиц. Подобная информация дает возможность оценить качество жизни человека в условиях Севера и обеспечить прогноз его развития во взрослом состоянии.

Более того, такой подход позволяет объективно оценивать динамику резервных возможностей организма и их прогностическую значимость. Назрела необходимость в разработке и использовании новых средств на основе методов многомерных фазовых пространств для определения адаптационных и функциональных резервов организма и проведения ранней диагностики различных патологических состояний и каких-либо функциональных нарушений.

В этой части монографии поставлена задача выявить особенности состояния *нервно-мышечной* и *кардио-респираторной* функциональных систем организма студентов г. Сургута с применением дозированной физической нагрузки. Объектом настоящего исследования явились студенты 1–3 курсов ГБОУ ВПО «Сургутский государственный университет ХМАО – Югры», проживающие на территории округа не менее 5 лет. В зависимости от степени физической активности испытуемых разделили на 2 группы по 30 человек. В первую группу отнесли студентов основной группы здоровья, занимающихся физической культурой в рамках общеобразовательной программы университета. Вторую группу составили студенты СурГУ, профессионально занимающиеся игровыми видами спорта (баскетбол и волейбол).

Все исследования студентов соответствовали этическим нормам Хельсинской декларации (2000 г.), которые были связаны с разработкой методов многомерных фазовых пространств в оценке хаотической динамики параметров *тремора*.

В **первом блоке** исследования приняла участие группа из 30 тренированных и 30 нетренированных студентов, которым предлагалась динамическая физическая нагрузка в виде 30 приседаний. Регистрация параметров *тремора* осуществлялась с помощью БИК. В качестве фазовых координат, помимо координаты $x_1 = x(t)$ перемещения, использовалась координата скорости перемещения пальца $x_2 = v(t) = dx_1/dt$. Каждый испытуемый проходил испытание 2 раза: в покое и после выполнения динамической нагрузки. Перед испытуемым стояла задача удерживать палец в пределах заданной области, осознанно контролируя его неподвижность. Обработка данных и регистрация тремора конечности испытуемого проводилась на ЭВМ с использованием программы «Charts-3». С помощью этой программы осуществлялся анализ данных по временным и спектральным характеристикам кинематограмм у тренированных и нетренированных испытуемых, в низко-, средне- и высокочастотном диапазонах. Благодаря запатентованному программному продукту [11, 12] удалось построить фазовые плоскости и рассчитать площади *квазиаттракторов*.

Во **втором блоке** обследование студентов производилось неинвазивным методом с помощью пульсоксиметра «ЭЛОКС-01М», разработанный и изготовленный ЗАО ИМЦ Новые Приборы, г. Самара с особым программным обеспечением. Специальным фотооптическим датчиком в положении сидя в течение 5 мин регистрировали *частоту сердечных сокращений* (ЧСС), а затем рассчитывали показатели активности СИМ и ПАР отделов *вегетативной нервной системы*.

(ВНС), стандартного отклонения *NN*-интервалов (SDNN), индекса напряжения Баевского (ИНБ), а также рассчитывали компоненты спектральной мощности ВСР в высокочастотном (HF, 0,15–0,4 Гц), низкочастотном (LF, 0,04–0,15 Гц) и ультранизкочастотном (VLF, $\leq$ 0,04 Гц) диапазонах, а также величину *вагосимпатического* баланса (LF/HF). После выполнения стандартизированной динамической нагрузки (30 приседаний) регистрация продолжалась в течение 5 минут.

Статистическая обработка данных осуществлялась при помощи программного пакета «Statistica 6.1». Анализ соответствия вида распределения полученных данных закону нормального распределения производился на основе вычисления критерия Шапиро-Уилка. Дальнейшие исследования в зависимости от распределения производились методами параметрической и непараметрической статистики (критерий Стьюдента, Вилкоксона, Манна-Уитни). Расчет параметров КА производился при помощи «Программы идентификации параметров квазиаттракторов поведения вектора состояния биосистем в *m*-мерном фазовом пространстве» [6–11]. Результаты исследований позволили получить ряд принципиальных выводов.

Общеизвестно, что воздействие ряда экологических факторов на формирование и развитие НМС и ССС накладывает отпечаток на работу функциональных систем организма человека в целом. Все это происходит с учетом изучения воздействия факторов окружающей среды (которая тоже является системой с более сложно организованными связями) или же некоторых внутренних перестроек. В целом воздействие экофакторов на организм человека осуществляется через формирование приспособительных реакций на уровне центральной и вегетативной нервных систем, через закрепление условно рефлекторного влияния. Изменение экологических условий у жителей ХМАО–Югры в настоящее время оказывает выраженное влияние на все ФСО, особенно на ССС и НМС, гармоничная работа которых существенно влияет на жизненно важные процессы, происходящие в организме [1].

По результатам исследований **первого блока** было изучено влияние динамической нагрузки на группу тренированных и нетренированных студентов. Анализ полученных треморограмм по двум независимым направлениям *Y* и *X* позволил установить, что амплитуда вертикальных перемещений исходно больше по величине, чем горизонтальные колебания. При этом максимальные выбросы амплитуд наблюдаются в области низких частот, как по оси *Y*, так и по оси *X*.

Статистически достоверно установлено, что имеет место рост амплитуды колебаний с частотой около 10 Гц. Регистрация показателей треморограмм мышц верхней конечности человека в условиях на-

грузки и без неё дает объективную информацию о состоянии ЦНС и её периферических отделов. В качестве такой нагрузки использовалось 30 приседаний.

Дозированная физическая нагрузка вызывает сдвиг амплитудно-частотных характеристик треморограмм из области 2 Гц в область более низких частот. Динамика 10 Гц компонента амплитудно-частотных характеристик до и после физической нагрузки у испытуемых имела особенности, связанные с уровнем подготовленности.

Детальный анализ был осуществлен на основе АЧХ полученных сигналов. Характерный пример спортсмена *Б* показал, что АЧХ имеет выраженный максимум около 5 Гц и повышенное значение амплитуд в области низких частот (1–2 Гц). По абсолютному значению низкие частоты преобладают у АЧХ нетренированных испытуемых. Максимальное значение амплитуды нетренированного испытуемого *А* до нагрузки 370 у.е., а у тренированного *Б* около 310 у.е. (рис. 5.7).

На рис. 5.7а – ярко выражены пики вблизи частот 0,3 Гц, 0,6 Гц и 1,3 Гц с амплитудой 130 у.е., 90 у.е. и 70 у.е. соответственно. Следует отметить, что десятигерцовый компонент невелик, а низкочастотные компоненты выражены весьма значительно.

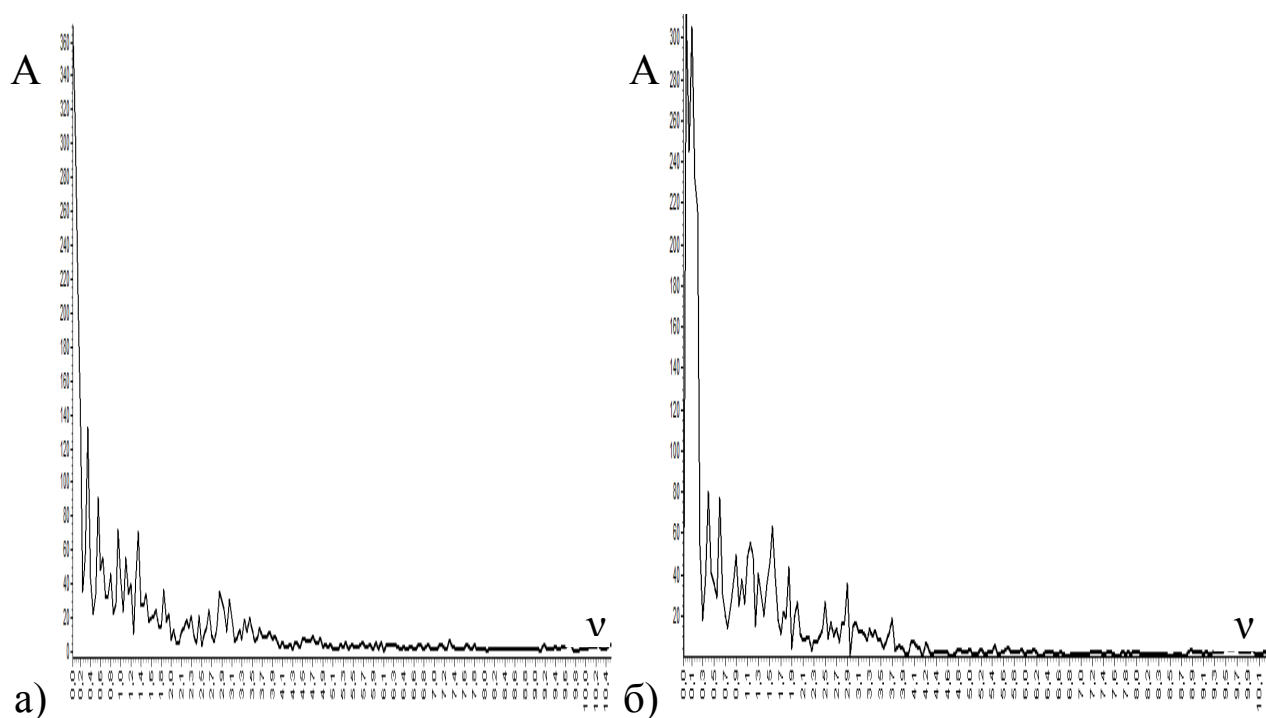


Рис. 5.7. Амплитудно-частотные характеристики, снятые с пальца испытуемых до стандартизированной нагрузки: а) нетренированного; б) тренированного. (А – амплитуда, у.е., ν – частота, Гц.)

Дозированная физическая нагрузка вызывает сдвиг амплитудно-частотных характеристик треморограмм, которые до и после физической нагрузки у испытуемых имели особенности связанные с уровнем подготовленности: у нетренированных лиц амплитуда тремора увеличилась от 370 у.е. до 500 у.е., а у тренированных испытуемых амплитуда наоборот уменьшилась от 310 у.е. до 270 у.е.

В качестве фазовых координат, помимо координаты $x_1=x(t)$ перемещения, использовалась координата скорости перемещения пальца $x_2=v(t)=dx_1/dt$. Тогда фазовые плоскости динамики *тремора* пальца испытуемых *А* и *Б* до динамической физической нагрузки приняли вид *квазиаттракторов*, представленных на рис. 5.8.

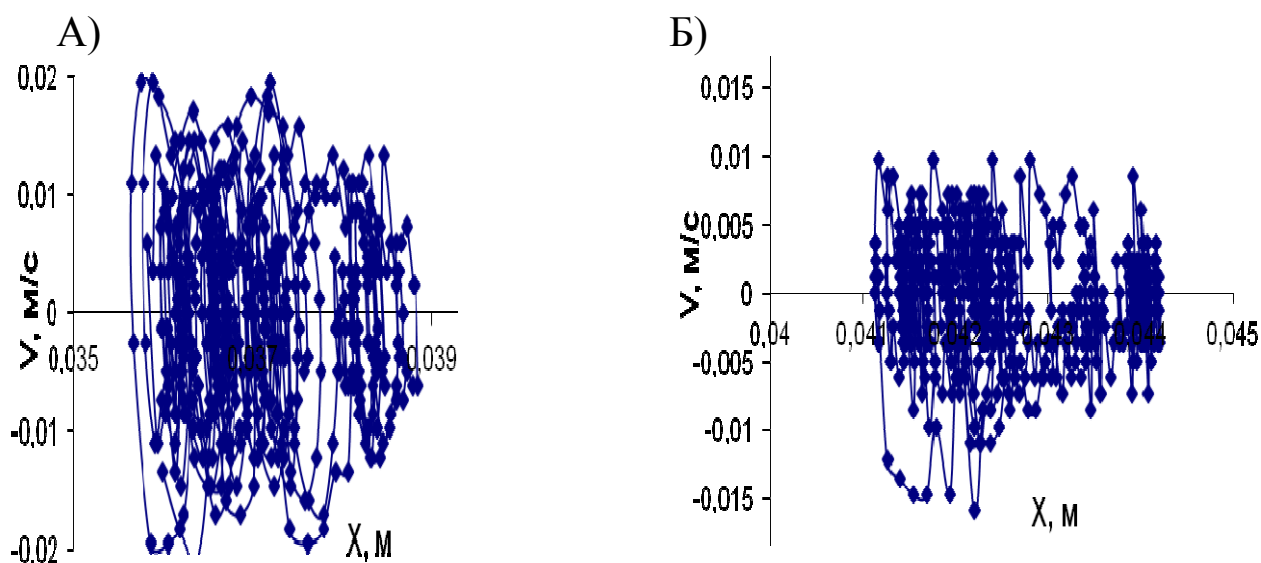


Рис. 5.8. Фазовые траектории движения пальцев руки до стандартизированной динамической нагрузки:
а) нетренированного *А*; б) тренированного *Б*

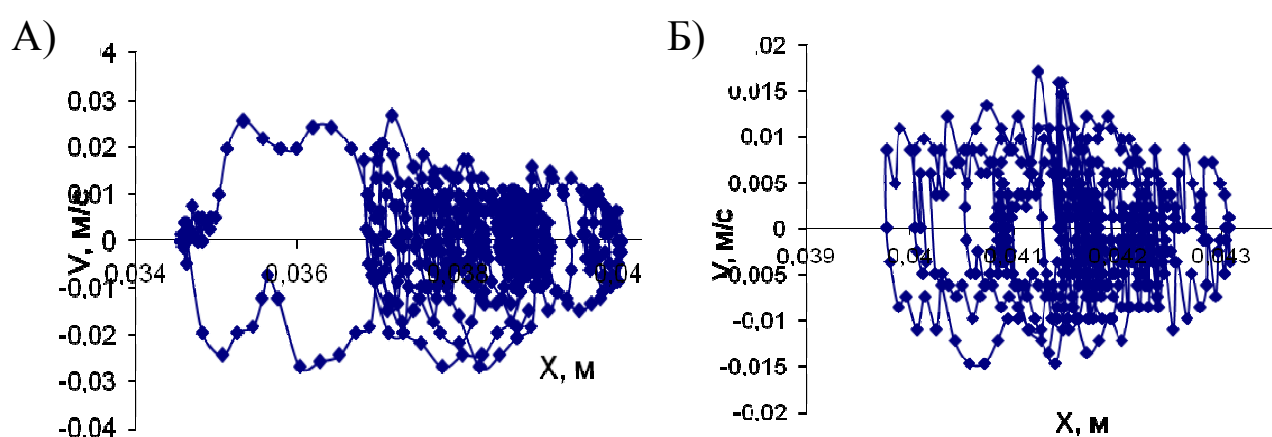
Из рис. 5.8 видно, что КА тренированного испытуемого *Б* смещается в область больших значений x_1 . КА тренированного испытуемого *Б* исходно характеризуется большим значением ($2,7E-03$), чем КА нетренированного *А* ($1,6E-03$) – табл. 5.9.

На рис. 5.9 демонстрируется изменение размеров *квазиаттракторов* нетренированного испытуемого *А*, и тренированного *Б* после нагрузки. При сравнении *квазиаттракторов* нетренируемого испытуемого до (рис. 5.8а) и после (рис. 5.9а) динамической нагрузки, наблюдается увеличение КА (с $1,6E-03$ до $6,2E-03$). До нагрузки, по оси *X* *квазиаттрактор* располагался в диапазоне от 0,036 м до 0,039 м, после 0,034 м до 0,040 м.

Таблица 5.9

Площади квазиаттракторов у нетренированного и тренированного испытуемых (А и Б) до нагрузки

	Нетренированный студент	Тренированный студент
Площади квазиаттрактора	$1,6 \cdot 10^3$	$2,7 \cdot 10^3$



*Рис. 5.9. Фазовые траектории движения пальцев руки после стандартизированной динамической нагрузки:
а) нетренированного А; б) тренированного Б*

По результатам табл. 5.10 делаем вывод, что площадь КА нетренированного испытуемого А после нагрузки увеличилась в 3,9 раза. Площадь КА тренированного испытуемого Б увеличилась в 1,2 раза.

Таблица 5.10

Площади квазиаттракторов у нетренированного и тренированного испытуемых (А и Б) после нагрузки

	Нетренированный студент	Тренированный студент
Площади квазиаттракторов	$6,2 \cdot 10^3$	$3,2 \cdot 10^3$

Во **втором блоке** исследований и статистической обработки данных были получены следующие сводные количественные характеристики результатов изменения параметров *сердечно-сосудистой и вегетативной нервной системы*, представленных в табл. 5.11 и 5.12.

Из полученных данных, представленных в табл. 5.11, наблюдается резкое увеличение ИНБ у нетренированных испытуемых, в связи с увеличением показателей СИМ. Обратная картина у тренированных испытуемых. Показатели напряжения ИНБ уменьшаются с $38,33 \pm 6,84$ у.е. до $30,14 \pm 5,22$ у.е., СИМ – с $2,7 \pm 0,43$ у.е. до $2,03 \pm 0,38$ у.е. При этом установлены следующие показатели ПАР: нетренированные – до нагрузки $10,9 \pm 0,86$ у.е., после – $11,8 \pm 1,13$ у.е.; тренированные – до нагрузки $14,87 \pm 1,09$ у.е., после – $16,45 \pm 1,29$ у.е., т.е. нагрузка у тренированных оказывает сенсibiliзирующее действие.

Среднее значение ЧСС у нетренированных испытуемых в покое составляет $87,73 \pm 2,30$ уд/мин, у тренированных $75,4 \pm 2,35$ уд/мин. После нагрузки значение ЧСС увеличивается до $88,2 \pm 2,62$ уд/мин и $74,72 \pm 2,25$ уд/мин соответственно.

Таблица 5.11

Интегральные и временные показатели сердечно-сосудистой и вегетативной нервной системы у нетренированных и тренированных испытуемых до и после физической нагрузки (n=30)

Показатели	Нетренированные студенты			Тренированные студенты		
	До нагрузки	После нагрузки	p	До нагрузки	После нагрузки	p
SIM	$4,9 \pm 0,78$	$6,3 \pm 1,79$	0,474	$2,7 \pm 0,43$	$2,03 \pm 0,3$	0,0298
PAR	$10,9 \pm 0,8$	$11,8 \pm 1,13$	0,346	$14,8 \pm 1,09$	$16,45 \pm 1,2$	0,055
HR	$87,7 \pm 2,3$	$88,2 \pm 2,6$	0,885	$75,4 \pm 2,35$	$74,72 \pm 2,2$	0,493
SDNN	$43,7 \pm 2,6$	$44,5 \pm 3,1$	0,640	$62,5 \pm 5,32$	$69,48 \pm 5,9$	0,015
INB	$67,6 \pm 10$	$95,4 \pm 32,2$	0,537	$38,3 \pm 6,84$	$30,14 \pm 5,2$	0,015
SpO2	$97,7 \pm 0,1$	$97,9 \pm 0,1$	0,075	$97,8 \pm 0,1$	$97,9 \pm 0,14$	0,6603

Примечание: n-количество обследуемых, SIM, у.е. – индекс активности симпатического звена ВНС, PAR, у.е. – индекс активности парасимпатического звена ВНС, HR уд/мин – частота сердечных сокращений, SDNN, мс – стандартное отклонение полного массива кардиоинтервалов, INB у.е. – индекс непряжения регуляторных систем по Р.М. Баевскому, SpO2, % – уровень насыщения гемоглобина крови кислородом. p – достоверность значимых различий, по критерию Вилкоксона ($p > 0,05$)

Спектральные показатели сердечно-сосудистой и вегетативной нервной систем у нетренированных и тренированных испытуемых до и после физической нагрузки (n=30)

Показатели		Нетренированные студенты		Тренированные студенты	
			p		p
VLF	До нагрузки	2228±339,6	0,7813	6874±1446,68	0,1589
	После нагрузки	2392±348,4		7363±1195,3	
LF	До нагрузки	2683±363,5	0,2452	4628,6±822,7	0,2137
	После нагрузки	2404±395,6		5636±1284,1	
HF	До нагрузки	1529±240,7	0,3709	2668,1±407,9	0,1204
	После нагрузки	1699±259		3797±1076	
Total	До нагрузки	6440±805,7	0,7655	14170±2244,7	0,0752
	После нагрузки	6496±818,4		22904±6984,3	
LF norm	До нагрузки	63,6±2,61	0,117	61±2,54	0,9672
	После нагрузки	58,87±2,69		61,66±3,14	
Hf norm	До нагрузки	36,33±2,61	0,117	39±2,54	0,9672
	После нагрузки	41,13±2,69		38,34±3,14	
LF/HF	До нагрузки	2,46±0,42	0,0999	1,91±0,21	0,9754
	После нагрузки	1,74±0,18		2,30±0,36	

Примечание: n-количество обследуемых, LF, мс^2 – мощность спектра низкочастотного компонента variability; HF, мс^2 – мощность спектра высокочастотного компонента variability; Total power, мс^2 – общая спектральная мощность; VLF, % – мощность спектра сверхнизкочастотного компонента variability; p – достоверность значимых различий, по критерию Вилкоксона ($p>0,05$)

Не отмечается достоверно значимых различий показателей СИМ, ПАР у нетренированных и тренированных студентов. Так же у испытуемых не отмечаются достоверно значимые различия SpO₂, что тоже демонстрирует отсутствие резких изменений в параметрах сердечно-сосудистой и вегетативной нервной системы.

По результатам данных табл. 5.11. VLF до и после нагрузки у нетренированных составляют $2228,13 \pm 339,61\%$ и $2392,8 \pm 348,43\%$ ($p > 0,05$) соответственно. У тренированных: $6874,03 \pm 1446,68\%$ и $7363,97 \pm 1195,36\%$ ($p > 0,05$). При сравнении спектральных характеристик у нетренированных, наблюдается уменьшение LF компонента против увеличения HF.

Диапазон значений *общего спектра мощности* (Total) колебаний ритма сердца не достоверен у нетренированных и тренированных студентов. У нетренированных происходит уменьшение показателей LF norm, увеличение Hfnorm и уменьшение LF/HF. Обратная картина у тренированных испытуемых: увеличение показателей LF norm (с 61 у.е. до 61,66 у.е.), уменьшение Hfnorm (с 39 у.е. до 38,34 у.е.) и увеличения LF/HF (с 1,91 у.е. до 2,30 у.е.). При сравнении показателей ВСР у нетренированных и тренированных студентов до и после нагрузки достоверность различий по показателям СИМ, ПАР, SDNN, ИНБ, ЧСС, LF, HF, Total, VLF составила $p > 0,05$.

На основе методов системного анализа и синтеза исследована динамика поведения параметров *квазиаттракторов* в 6-ти мерном фазовом пространстве интегральных и временных показателей, в 7-ми мерном фазовом пространстве спектральных показателей *сердечно-сосудистой и вегетативной нервной систем* у нетренированных и тренированных испытуемых до и после физической динамической нагрузки.

Из данных табл. 5.13 следует, что у нетренированных испытуемых коэффициент асимметрии R_x до нагрузки равен 133,54 у.е., а после физической динамической нагрузки 407,83 у.е. Объем 6-мерного параллелепипеда V_G , ограничивающего КА, составляет $6,42 \cdot 10^{10}$ у.е. до нагрузки и $15,4 \cdot 10^{10}$ у.е. после. Таким образом, объем КА у нетренированных испытуемых после предъявленной динамической нагрузки увеличился в 2,4 раз.

Подобная кратность изменения при *треморе* не наблюдается, хотя тенденция имеется. У тренированных испытуемых коэффициент асимметрии R_x до нагрузки равен 112,54 у.е., а после физической динамической нагрузки 111,83 у.е. Объем m -мерного параллелепипеда V_G , ограничивающего КА, составляет $0,09 \cdot 10^{10}$ до нагрузки и $0,03 \cdot 10^{10}$ после. Таким образом, объем КА у тренированных испытуемых после предъявленной динамической нагрузки уменьшился в 3 раза.

Параметры квазиаттракторов в 6-ти мерном фазовом пространстве интегральных и временных показателей сердечно-сосудистой и вегетативной нервной систем до и после физической нагрузки (n=30)

Параметры квазиаттракторов (y.e.)	Нетренированные студенты		Тренированные студенты	
	До нагрузки	После нагрузки	До нагрузки	После нагрузки
V_G	$6,42 \cdot 10^{10}$	$15,4 \cdot 10^{10}$	$0,09 \cdot 10^{10}$	$0,03 \cdot 10^{10}$
R_x	133,54	407,83	112,54	111,83

Изменения параметров *квазиаттракторов* ВСОЧ в m-мерном ФПС более существенны, чем результаты статистической обработки их первичных данных.

Показатель R_x , после нагрузки также зависит от уровня подготовленности испытуемых, но в отличие от V_G , оказалось, что чем ниже уровень подготовленности, тем разница между хаотическим и стохастическими центрами больше. Это также подтверждается изменением значений объемов КА после нагрузки по сравнению с данными до нагрузки.

Методом исключения отдельных признаков был выполнен системный синтез. Его результаты позволили выявить параметры порядка путем сравнения размеров *квазиаттракторов* до динамической нагрузки и после у нетренированных и тренированных испытуемых. Так у нетренированных испытуемых среди интегральных и временных показателей таковым является показатель ИНБ (в y.e.), а у тренированных показатель SDNN – стандартное отклонение межпульсовых интервалов в анализируемой выборке (в мс). Среди спектральных показателей CCC и ВНС до и после стандартизированной динамической нагрузки параметрами порядка у нетренированных являются LF – мощность волн низкой частоты, Гц, а у тренированных Total power – общая мощность спектра, мс²/Гц.

Следующий этап исследований посвящен расчету матриц межаттракторных расстояний Z_{ij} тренированных и нетренированных студентов, что представлено в табл. 5.14, 5.15.

Таблица 5.14

Матрица идентификации расстояний (Z_{ij} , у.е.) между центрами хаотических квазиаттракторов интегральных и временных показателей сердечно-сосудистой и вегетативной нервной системы организма нетренированных и тренированных студентов до и после динамической нагрузки в 6-ти мерном фазовом пространстве

	Нетренированные студенты	
Тренированные студенты	До нагрузки	После нагрузки
До нагрузки	$z_{11}=78,06$	$z_{12}=100,49$
После нагрузки	$z_{21}=428,95$	$z_{22}=449,66$

Таблица 5.15

Матрица идентификации расстояний (Z_{ij} , у.е.) между центрами хаотических квазиаттракторов спектральных показателей сердечно-сосудистой и вегетативной нервной системы организма нетренированных и тренированных девушек до и после динамической нагрузки в 7-ми мерном фазовом пространстве (частотные параметры)

	Нетренированные студенты	
Тренированные студенты	До нагрузки	После нагрузки
До нагрузки	$z_{11}=19088,72$	$z_{12}=91171,13$
После нагрузки	$z_{21}=20684,21$	$z_{22}=92660,35$

Анализ расстояний Z_{ij} между хаотическими центрами квазиаттракторов интегральных и временных показателей ССС и ВНС показал, что наименьшее расстояние отмечено при сравнении тренированных и нетренированных девушек до предъявленной динамической нагрузки и составило – $z_{11}=78,06$. После предъявленной нагрузки расстояние между хаотическими центрами тренированных и нетренированных увеличивается в 5,8 раз, и составило – $z_{22}=449,66$.

Анализ расстояний Z_{ij} между хаотическими центрами квазиаттракторов спектральных показателей сердечно-сосудистой и вегетативной нервной системы у исследуемых 2-х групп демонстрирует (табл. 5.15): до динамической нагрузки расстояние составляет $z_{11}=19088,72$, после предъявленной нагрузки расстояние между хаотическими центрами увеличивается в 4,9 раз, и составило $z_{22}=92660,35$.

Расчет матриц межаттракторных расстояний *квазиаттракторов* ВСС нетренированных студентов показал увеличение после физической нагрузки, что показывает недостаточную сформированность у них адаптационных механизмов, а также существенное напряжение регуляторных процессов и степень рассогласования параметров функциональных систем организма.

В табл. 5.16 представлен весь набор межаттракторных расстояний Z_{ij} между центрами хаотических *квазиаттракторов* ВНС для нетренированных и тренированных испытуемых. Минимальное межаттракторное расстояние Z_{ij} выявлено при сравнении тренированных лиц до и после физической нагрузки (1 791,80 у. е.). Наибольшие различия в сдвигах адаптационных реакций наблюдались у испытуемых нетренированных и тренированных после нагрузки и нетренированных до и после нагрузки, что подтверждается величиной межаттракторных расстояний этих групп (92 661,44 у. е. и 77 090,96 у. е. соответственно). При сравнении нетренированных и тренированных испытуемых до и после нагрузки – величина межаттракторных расстояний у нетренированных лиц в 43 раза больше. Величина межаттракторных расстояний после нагрузки у нетренированных и тренированных испытуемых в 4, 9 раз больше, чем показатель до физической нагрузки этих испытуемых.

Таблица 5.16

Матрица расстояний Z_{ij} между центрами хаотических (геометрическими) нетренированных и тренированных студентов до и после динамической нагрузки в 13-ти мерном фазовом пространстве

		Нетренированные студенты		Тренированные студенты	
		До нагрузки	После нагрузки	До нагрузки	После нагрузки
Нетренированные студенты	До нагрузки	0	77 090	19 088	20 688
	После нагрузки	77 090	0	91 171	92 661
Тренированные студенты	До нагрузки	19 0888	91 171	0	1 791
	После нагрузки	20 688	92 661	1 791	0
Σ		116 868	260 923	112 051	115 141

Примечание: m – размерность ФПС, Σ – суммарный показатель межаттракторных расстояний (у.е.).

Результаты расчета матриц межаттракторных расстояний Z_{ij} между стохастическими центрами квазиаттракторов испытуемых представлены в табл. 5.17. При сравнении суммарных расстояний между центрами $\sum$ квазиаттракторов (при сложении всех элементов столбцов) они оказались сопоставимы и имели разброс от 42 892,4 у.е. до 26 756,04 у.е.

Таблица 5.17

Матрица расстояний Z_{kf} между стохастическими (статистическими) центрами квазиаттракторов нетренированных и тренированных студентов до и после динамической нагрузки в 13-ти мерном фазовом пространстве

		Нетренированные студенты		Тренированные студенты	
		До нагрузки	После нагрузки	До нагрузки	После нагрузки
Нетренированные студенты	До нагрузки	0	8 474	9 296	9 212
	После нагрузки	8 474	0	17 244	17 172
Тренированные студенты	До нагрузки	9 296	17 244	0	371
	После нагрузки	9 212	17 172	371	0
$\sum$		26 983	42 892	26 912	26 756

Примечание: m – размерность ФПС, $\sum$ – суммарный показатель межаттракторных расстояний (у.е.).

В результате расчета матриц межаттракторных расстояний Z_{ij} между центрами хаотических КА нетренированных и тренированных испытуемых (табл. 5.16) необходимо отметить, что по сумме столбцов суммарный показатель межаттракторных расстояний между хаотическими (геометрическими) центрами КА у нетренированных лиц до нагрузки и у тренированных лиц до и после нагрузки сопоставим по своему значению, а у нетренированных лиц после нагрузки он в 1,6 раз больше по сравнению с тренированными.

Таким образом, сравнительный анализ результативности применения разных биоинформационных методов показал, что в отличие от методов традиционного статистического анализа на базе ДСП – использование инновационных методов оказалось более чувствительным к идентификации изучаемых элементов ФСО.

Наблюдается тенденция увеличения площади *квазиаттракторов* нетренированных испытуемых после физической динамической нагрузки, что может количественно представлять степень тренированности или детренированности студентов северных территорий РФ. Прослеживается динамика в сторону увеличения объемов КА вектора состояния организма нетренированных студентов. Иная тенденция наблюдается у тренированных студентов, что говорит о высокой степени адаптации к динамическим нагрузкам. При исследовании влияния динамической нагрузки на параметры ССС и ВНС с помощью матриц межаттракторных расстояний установлено, что данная динамическая нагрузка вызывает увеличение расстояния между хаотическими центрами *квазиаттракторов* интегральных и временных показателей ССС и ВНС нетренированных и тренированных студентов, но на различные относительные величины, что позволяет оценить степень их физической подготовленности.

Таким образом, установленные закономерности в динамике поведения *вектора состояния организма* тренированных и нетренированных лиц целесообразно использовать для количественной оценки степени детренированности организма жителей Югры, а также для оценки качества проводимых дозированных физических нагрузок (тренировок) у спортсменов в условиях профильных подготовок (с учетом видов спорта).

Выявлен характер связей между активацией нервно-мышечной системы (при физической нагрузке) и изменением параметров ССС. Состояние ВНС у нетренированных лиц характеризуются неблагоприятным преобладанием *парасимпатической иннервации*, которая более выражена после дозированной физической нагрузки, по сравнению с тренированными студентами.

Существенно, что небольшая физическая нагрузка у тренированных вызывает сенсibilизацию (уменьшение СИМ и размеров *квазиаттракторов*). И наоборот нетренированные дают сильное увеличение объемов КА, а расстояние между центрами КА увеличено в 43 раза. Это может быть мерой тренированности (или детренированности) для групп и конкретного человека (при тренировках).

5.5. Что общего в произвольности (или непроизвольности) в регуляции тремора и кардиоинтервалов: «тремор» вегетативной нервной системы

В настоящее время производственная среда является генератором различных неблагоприятных физических факторов, действующих на организм человека. При этом по степени значимости именно физические факторы играют ведущую роль в возникновении различных от-

клонений в функциях организма, а в конечном итоге и в возникновении патологий. Интенсивный шум, вибрация, воздействие электромагнитных полей, изменение освещенности, особые температурные параметры производства оказывают крайне неблагоприятное влияние на состояние ФСО человека [3–10, 17–19, 22]. Кроме того, существенное воздействие на различные органы и организм в целом оказывает характер и организация самой трудовой деятельности, что может привести к нарушению биоритмов и серьезным изменениям параметров ФСО. Наиболее быстрые изменения при этом происходят в психике и реакциях ССС человека на внешние физические воздействия [14–19].

Одним из наиболее распространенных неблагоприятных физических факторов является шумовое воздействие. На сегодняшний день, большинство предприятий имеют морально устаревшую техническую базу, что очень неблагоприятно влияет на организм работников предприятий. Отметим, что любые звуковые воздействия способны существенно повлиять на параметры ССС как и на различные другие ФСО человека. Всё это представляет определённый научный интерес.

Учитывая вышесказанное, актуальность подобных исследований не вызывает сомнений как для специалиста в области теоретической и экспериментальной биофизики, так и для физиологов, экологов, генетиков и эмбриологов и целого ряда других специалистов в области биологии, а также теоретической и экспериментальной медицины. Подобные вопросы также затрагивают важную проблему устойчивости БДС (в частности, КРС) к возмущающим воздействиям внешней среды. В первую очередь это касается техногенных факторов, которые нарастают в геометрической прогрессии в современном обществе. Например, количество автомобильного транспорта увеличивается с каждым днем, и, как следствие растет уровень шумового воздействия в урбанизированной среде. Человек сам создаёт себе постоянную шумовую среду в виде производственных систем, воспроизводящих звуки (порой непрерывно). Насколько это значимо для состояния ССС? Могут ли быть негативные последствия для ССС с учётом влияния других факторов производства? Ответа на эти вопросы с позиций нового подхода в рамках *теории хаоса-самоорганизации* [2–7, 20–23] и определили актуальность настоящих исследований.

Для проведения эксперимента были исследованы работники завода *стабилизации газового конденсата* (ЗСК), г. Сургут. Производилось обследование параметров ССС. Данные регистрировались в течении рабочего дня, в условиях, привычных для каждого конкретного работника.

Всего было обследовано 1450 человек, из которых 231 работник в возрастном диапазоне от 20 до 50 лет, согласно п.п. 3.5 Приложения 3 к приказу Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации № 302н от «12» апреля 2011 года, подверженные хроническому воздействию производственного шума. Из данного списка были выбраны случайным образом по 20 мужчин и по 20 женщин каждой (из трёх) возрастных групп: 20–30 лет, 30–40 лет, 40–50 лет.

Одновременно проводилось исследование параметров ССС идентичной по численности, возрастному и гендерному признакам контрольной группы, также состоящей из работников ЗСК, имеющих на своих рабочих местах те же производственные факторы, что и представители опытной группы, за исключением одного – производственный шум.

Итак, в первый блок исследования (рис. 5.10) вошли 240 работников ЗСК, поделенные на следующие подгруппы:

подгруппа 1 – мужчины в возрасте 20–30 лет, подверженные воздействию шума ($n=20$);

подгруппа 2 – мужчины в возрасте 30–40 лет, подверженные воздействию шума ($n=20$);

подгруппа 3 – мужчины в возрасте 40–50 лет, подверженные воздействию шума ($n=20$);

подгруппа 4 – женщины в возрасте 20–30 лет, подверженные воздействию шума ($n=20$);

подгруппа 5 – женщины в возрасте 30–40 лет, подверженные воздействию шума ($n=20$);

подгруппа 6 – женщины в возрасте 40–50 лет, подверженные воздействию шума ($n=20$);

подгруппа 7 – мужчины в возрасте 20–30 лет, не подверженные воздействию шума ($n=20$);

подгруппа 8 – мужчины в возрасте 30–40 лет, не подверженные воздействию шума ($n=20$);

подгруппа 9 – мужчины в возрасте 40–50 лет, не подверженные воздействию шума ($n=20$);

подгруппа 10 – женщины в возрасте 20–30 лет, не подверженные воздействию шума ($n=20$);

подгруппа 11 – женщины в возрасте 30–40 лет, не подверженные воздействию шума ($n=20$);

подгруппа 12 – женщины в возрасте 40–50 лет, не подверженные воздействию шума ($n=20$).



Рис. 5.10. Дизайн первого блока исследования

Исследовались всего 15 параметров ССС, из которых было выбрано пять основных в виде следующих показателей на основе *variability сердечного ритма* (BCP) обследуемых: СИМ, ПАР, ЧСС, SPO₂, ИНБ.

Кроме хронического воздействия шума на работников нами были обследованы экспериментальные группы в режиме разовых звуковых воздействий (для изучения начальных механизмов действия шума на человека в рамках системного анализа). В данной работе также была отобрана группа испытуемых из числа студентов Сургутского государственного университета в количестве 18 человек и возрасте от 20 до 22 лет. Перед исследованием посредством проведения опроса было выяснено, что среди наблюдаемых никто не имеет тех или иных патологий состояния здоровья. Эксперимент проводился в три этапа. На первом этапе у испытуемых студентов регистрировались параметры ССС в спокойном состоянии. На втором этапе регистрировались параметры ССС при прослушивании студентами ритмичной музыки. На третьем этапе испытуемые слушали классическую музыку.

Во втором блоке исследования 18 студентов были поделены на следующие подгруппы:

подгруппа 1 – студенты в возрасте 20–22 года, в спокойном состоянии (n=18);

подгруппа 2 – студенты в возрасте 20–22 года, в состоянии прослушивания классической музыки (n=18);

подгруппа 3 – студенты в возрасте 20–22 года, в состоянии прослушивания ритмичной музыки (n=18);

подгруппа 4 – студенты в возрасте 20–22 года, под воздействием «белого» шума (n=18).

Исследовались следующие показатели ССС на основе ВСР обследуемых: СИМ, ПАР, ЧСС, SPO_2 , ИБН. Данная группа вошла во второй блок исследования, изображенный на рис. 5.11.

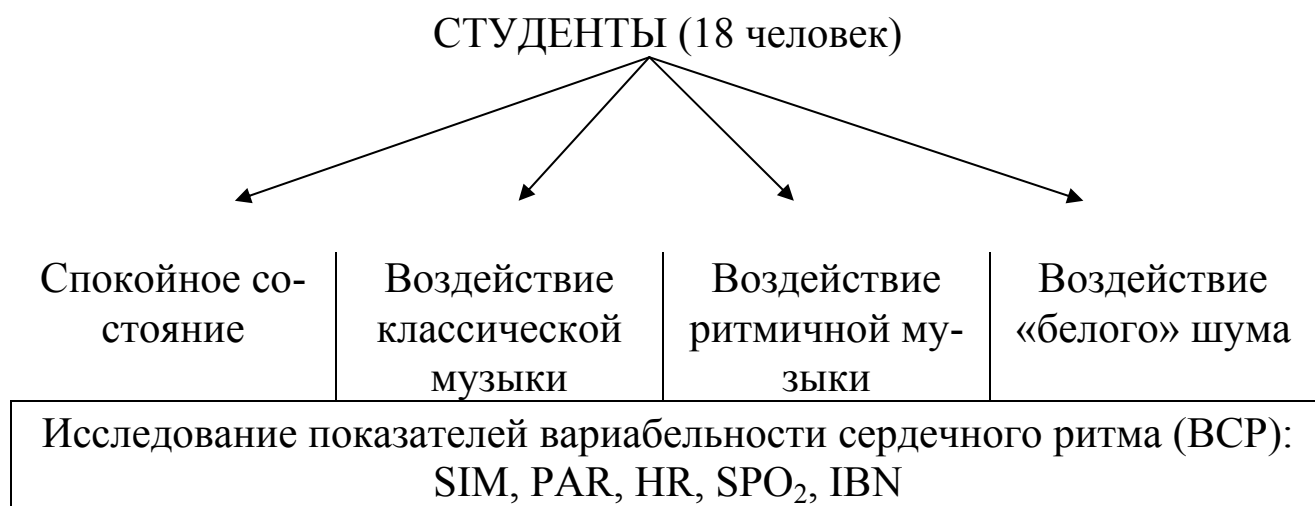


Рис. 5.11. Дизайн второго блока исследования

Для систематизации полученного материала и представления результатов расчетов использовался программный пакет электронных таблиц Microsoft Excel. Статистические расчеты проводились с помощью программного продукта Statistica version 6.1 (рис. 5.12).

Анализ результатов параметров квазиаттракторов поведения ССС работников ЗСК и студентов университета производился с помощью зарегистрированной оригинальной программы «Идентификация параметров аттракторов поведения вектора состояния биосистем в m-мерном фазовом пространстве» и программного продукта «Identity» [12, 13, 20–23].

Методы обработки данных

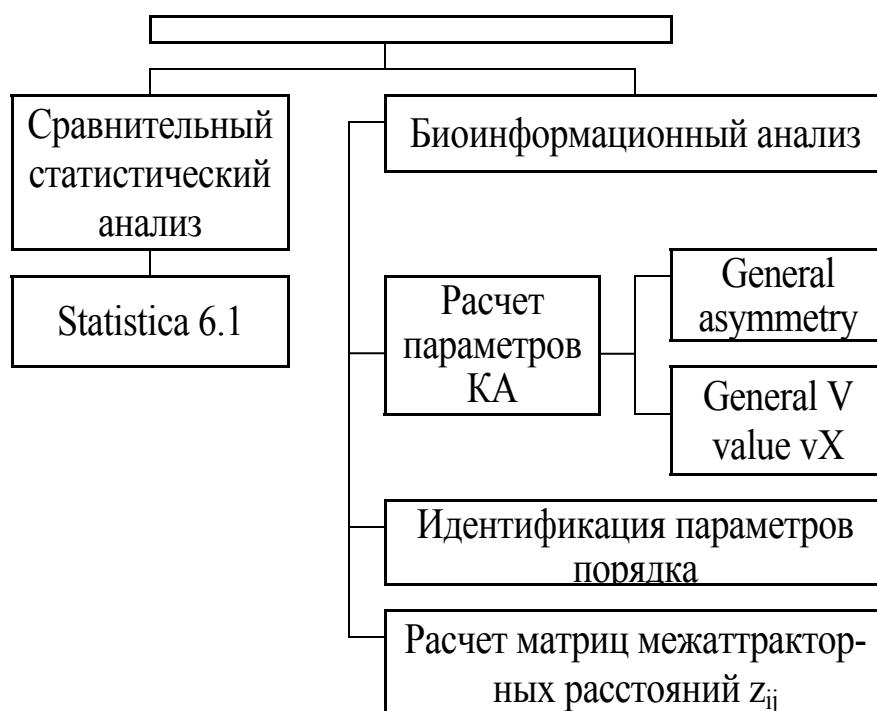


Рис. 5.12. Схема методов обработки данных

ВСП у работников ЗСК, студентов СурГУ изучалась с помощью пульсоксиметра «ЭЛОКС-01 М», разработанного и изготовленного ЗАО ИМЦ «Новые приборы», г. Самара (Калакутский Л.И., Еськов В.М., 2002–2010). Прибор оснащен программным продуктом «Eg3», позволяющим в автоматическом режиме отображать изменение ряда показателей в режиме реального времени с одновременным построением гистограммы распределения длительности *кардиоинтервалов* (КИ). С помощью пульсоксиметра происходила регистрация пульсовой волны с одного пальца кисти человека в положении обследуемого «сидя» в относительно комфортных для него условиях в течение 5 минут. Оценка состояния ФСО обследуемых производилась в рамках традиционных методов оценки симпатического звена ВНС (показатель СИМ) и парасимпатического звена ВНС (показатель ПАР) [1]. Также определялся индекс напряженности по Р.М. Баевскому (ИБН), ЧСС, уровень оксигемоглобина – SpO_2 . Протокол регистрации данных доступен при помощи специализированной программы обработки данных. Затем данные обрабатывались методами ТХС, построены *квазиаттракторы*, рассчитаны их площади V_G с целью определения уровня вегетативной регуляции.

Программа «Идентификация параметров аттракторов поведения вектора состояния биосистем в m -мерном фазовом пространстве»

была создана специально для обеспечения идентификации параметров КА движения вектора состояния БДС в m -мерном *фазовом пространстве состояний*, и предназначена для исследования систем с хаотической организацией. С помощью данной программы была смоделирована динамика ВНС работников ЗСК с учетом возраста, пола и присутствия вредного производственного фактора, такого как шум. Значения показателя асимметрии – General asymmetry value (rX) и общего объема многомерного параллелепипеда – General V value (vX) получены в результате обработки статистических данных в программе «Identity». Графики, отражающие положение *квазиаттракторов* ВСОЧ, получены в 3-хмерном ФПС по трем параметрам (СИМ, ПАР, ЧСС) или по всем 5-ти (СИМ, ПАР, ИБН, ЧСС, SP_{O_2}).

Производился также расчет координат граней, их длины и объема 5-ти мерного параллелепипеда, ограничивающего КА поведения ВСОЧ, хаотический и стохастический центры, а также коэффициент асимметрии стохастического и хаотического центров. Этот метод позволил осуществить ранжирование параметров различных кластеров, представляющих ФСО. К этим кластерам могут относиться одни и те же ФСО, но находящиеся в разных экологических условиях (например, динамика ВСО работников ЗСК при воздействии на их организм производственного шума и без такового).

Кроме того, производился расчет матриц межаттракторных расстояний между хаотическими центрами *квазиаттракторов вектора состояния организма* работников ЗСК и студентов.

Диагностика в этом случае проводилась по следующим параметрам ВСОЧ $x = (x_1, x_2, \dots, x_m)^T$: активность симпатического отдела ВНС (СИМ – x_1), активность парасимпатического отдела ВНС (ПАР – x_2), частота сердечных сокращений (ЧСС – x_3), стандарт отклонения вегетативной регуляции кровообращения (SDNN – x_4), индекс напряжения по Р.М. Баевскому (ИБН – x_5). Указанные параметры вегетативной регуляции сердечной деятельности в рамках многопараметрического анализа позволяют интегративно и с большей точностью идентифицировать адаптационные возможности ВНС всех обследуемых в пятимерном ФПС.

Построение матрицы межаттракторных расстояний производилось с помощью новой компьютерной программы по указанным параметрам ВСОЧ. Каждая группа обследуемых, находящаяся в определенном состоянии, образует некоторое «облако» (*квазиаттрактор*) в ФПС, которое имеет геометрический и стохастический центры. Меж-

ду этими центрами определяются расстояния z_{kf} , где k и f – номера групп обследуемых, которые формируют матрицу Z межаттракторных расстояний. Каждый КА имеет свои параметры: объем k -го квазиаттрактора $V_g^k = \prod_{i=1}^m D_i^k$, где D_i^k – величина вариационного размаха x_i для k -й группы испытуемых; координаты геометрического центра k -го квазиаттрактора $x_c^k = (x_{1c}^k, x_{2c}^k, \dots, x_{mc}^k)^T$, где $x_{ic}^k = \frac{(x_{ic \max}^k + x_{ic \min}^k)}{2}$; координаты стохастического центра $x_{ix}^k = \sum_{j=1}^n \frac{x_{ij}^k}{m}$, где x_{ij}^k – значение величины диагностического признака для j -го обследуемого по i -ой координате из кластера k обследуемых групп) и свое положение в ФПС. Все p объемов ($k=1,2,\dots,p$) всех КА образуют вектор объемов КА $V_g = (V_g^1, V_g^2, \dots, V_g^p)^T$, где p – число кластеров (групп обследуемых), для которых (объемов КА) рассчитывается матрица расстояний $Z = \{z_{kf}\}_{k,f=1,\dots,p}$ между центрами хаотических квазиаттракторов (между k -м и f -м квазиаттракторами в ФПС) по формуле $z_{kf} = \sqrt{\sum_{i=1}^m (x_{ic}^k - x_{ic}^f)^2}$. Матрицы Z расстояний между стохастическими центрами (статистическими математическими ожиданиями) рассчитывались по формуле $z_{kf} = \sqrt{\sum_{i=1}^m (x_{is}^k - x_{is}^f)^2}$.

Полученные расстояния между центрами k -го и f -го КА или стохастическими центрами (статистическими математическими ожиданиями) количественно представляют степень близости (или, наоборот, удаленности) этих сравниваемых КА в ФПС, что является интегративной мерой оценки состояния *вегетативной нервной системы* групп обследуемых.

Методом классической статистики проведен сравнительный анализ параметров регуляции сердечной деятельности групп исследуемых, находящихся под различными шумовыми воздействиями. В ряде случаев были получены достоверные различия ($\alpha < 0,05$) для таких параметров ВСОЧ, как СИМ, ПАР, ЧСС, SpO_2 , ИБН (табл. 5.18).

Различия, полученные у исследуемых, оказались статистически не достоверны во многих группах по многим параметрам ВНС, за исключением параметров СИМ ($p=0,003$), ПАР ($p=0,006$), ИБН ($p=0,016$) в группах 10 и 12.

Статистические параметры ВНС работников ЗСК

№ групп	Пол	Исследуемая под-группа	Параметры ВНС				
			SIM	PAR	HR	SPO ₂	IBN
I	М	1	4,6±1,86	12,3±2,9	80,7±6,7	96,9±1,05	58,6±24,46
	М	2	5,7±1,60	10,1±2,5	83,2±5,4	97,1±1,36	69±19,78
	М	3	6,8±3,28	11,2±3,1	76,7±6,5	97,2±0,36	63,9±38,05
	Ж	4	4,3±2,13	12,4±2,6	75,5±9,6	97,0±0,68	57,5±28,04
	Ж	5	5,2±1,55	10,2±1,9	80,5±4,2	97,2±0,45	60,7±16,64
	Ж	6	5,7±1,86	9,4±2,11	82,6±4,7	96,8±0,49	67,3±20,09
	М	7	4,6±1,69	11,7±2,5	83,9±5,2	96,5±1,60	70,6±36,38
	М	8	5,6±3,74	11,3±2,5	83,7±6,0	97,4±0,62	79,1±57,05
	М	9	7,2±2,00	7,8±1,8	82,7±5,2	97,8±0,29	90,3±28,31
	Ж	10	4,2±1,7*	10,9±2*	83,45±5	97,0±0,61	57,5±23,8*
	Ж	11	5,7±1,58	8,9±1,6	80,6±3,9	97,6±0,49	79,2±28,49
	Ж	12	12±7,5*	7,2±2,4*	84,6±7,6	97,5±0,47	193±135*
II	М	1	1,89±0,59	16,2±2,7	73,6±3,9	97,6±0,62	24,8±6,08
	Ж						
	М	2	2,22±0,71	16,4±2,88	73,2±4,32	97,5±0,49	27,28±7,58
	Ж						
	М	3	2,3±1,03	15,8±2,4	72,7±4,4	97,5±0,49	28,7±10,19
	Ж						
	М	4	2,3±1,01	16,3±3,3	72,6±4,3	97,6±0,52	30,6±11,17
	Ж						

Полученные результаты позволяют выдвинуть предположение о том, что производственный шум оказывает наибольшее негативное воздействие на состояние нейровегетативной системы женщин, особенно в возрасте 40–50 лет, а у мужчин для всех возрастов происходит снижение активности *парасимпатического отдела* ВНС и суммарного эффекта вегетативной регуляции кровообращения, а также повышенной стресс-реакцией организма.

При сравнении параметров ВНС работников ЗСК, схожих по половой принадлежности и наличию (или отсутствию) действия производственного шума, но отличающихся по возрасту, выявлен ряд осо-

бенностей возрастных изменений показателей *вариабельности сердечного ритма*. Особенно это заметно при сравнении женщин и мужчин одинакового возраста.

Проведенный статистический анализ позволил изучить поведение основных составляющих ВНС работников ЗСК, формирующих общее состояние ФСО, в условиях воздействия на их организм производственного шума в качестве производственного фактора. Однако статистический анализ параметров ФСО явно недостаточен, и мы использовали новые системные подходы.

В рамках системного синтеза также производился расчет матриц межаттракторных расстояний параметров физиологических функций работников ЗСК и определялись объёмы квазиаттракторов (КА) ВСОЧ в многомерных ФПС (табл. 5.19). Очевидно, что наибольшие изменения (по параметрам КА в ФПС) со стороны ССС работников ЗСК мы имеем у мужчин (1–3 группы) и, особенно, у мужчин 2-ой группы (здесь имеется абсолютный максимум $V_G = 724,83 \cdot 10^6$ у.е.). Аналогичная группа женщин (в условиях шумового воздействия) демонстрирует объёмы КА, которые в разы (десятки и даже сотни раз) меньше V_G для мужчин, что свидетельствует о высокой приспособляемости женского организма к этим физическим факторам. Мужчины без шумового воздействия показывают тоже значительно меньшее V_G , чем группа мужчин с шумовым воздействием. Однако, женщины без шумового воздействия тоже показывают низкие значения V_G за исключением старшей возрастной группы, которая ведёт себя как группа мужчин 30–40 лет (с шумом и без шума). В целом, женщины более адаптированы к шуму и показывают менее выраженные возрастные изменения по параметрам КА, т.к. женщины в условиях шумового воздействия показывают сходные значения V_G , как и в группах без шумового воздействия.

Расчёт матриц в рамках гипотезы о хаотической динамике поведения ВСОЧ обследуемых позволил нам выявить ряд важных заключений:

1. Вторая возрастная группа в условиях действия шума (мужчины 30–40 лет) отстоит на более значительном расстоянии (все $z_{ij} > 100$ у.е.) от всех остальных групп, впрочем, как и 8-я группа (мужчины 30–40 лет), без шумового воздействия (табл. 5.20).

2. Двенадцатая группа женщин вообще находится на особом месте в *фазовом пространстве состояний* (минимальное $z_{ij} = 227$ у.е.).

3. Женщины в условиях шумового воздействия не существенно различаются от женщин в группах без шумового воздействия (кроме 12-й группы). В целом, по данным параметров КА женщины демонстрируют хорошую адаптацию к шуму, чего нельзя сказать о мужчинах, особенно, о группе 30–40 лет.

Параметры квазиаттракторов ВСОЧ в фазовом пространстве состояний

Блок исследования	Обследуемая группа	General asymmetry value rX	General V value vX
I	подгруппа 1 – мужчины в возрасте 20-30 лет, подверженные воздействию шума (n=20)	46,17	32,74*10 ⁶
	подгруппа 2 – мужчины в возрасте 30-40 лет, подверженные воздействию шума (n=20)	98,68	724,83*10 ⁶
	подгруппа 3 – мужчины в возрасте 40-50 лет, подверженные воздействию шума (n=20)	118,00	37,91*10 ⁶
	подгруппа 4 – женщины в возрасте 20-30 лет, подверженные воздействию шума (n=20)	82,54	71,68*10 ⁶
	подгруппа 5 – женщины в возрасте 30-40 лет, подверженные воздействию шума (n=20)	12,69	2,57*10 ⁶
	подгруппа 6 – женщины в возрасте 40-50 лет, подверженные воздействию шума (n=20)	23,26	4,86*10 ⁶
	подгруппа 7 – мужчины в возрасте 20-30 лет, не подверженные воздействию шума (n=20)	119,57	51,02*10 ⁶
	подгруппа 8 – мужчины в возрасте 30-40 лет, не подверженные воздействию шума (n=20)	217,11	140,60*10 ⁶
	подгруппа 9 – мужчины в возрасте 40-50 лет, не подверженные воздействию шума (n=20)	31,54	4,80*10 ⁶
	подгруппа 10 – женщины в возрасте 20-30 лет, не подверженные воздействию шума (n=20)	72,21	12,94*10 ⁶
	подгруппа 11 – женщины в возрасте 30-40 лет, не подверженные воздействию шума (n=20)	85,42	8,18*10 ⁶
	подгруппа 12 – женщины в возрасте 40-50 лет, не подверженные воздействию шума (n=20)	329,45	261,38*10 ⁶
II	подгруппа 1 - студенты в нормальном состоянии (n=18)	5,92	0,58*10 ⁶
	подгруппа 2 - студенты под воздействием классической музыки (n=18)	9,74	0,80*10 ⁶
	подгруппа 3 - студенты под воздействием ритмичной музыки (n=18)	21,91	1,42*10 ⁶
	подгруппа 4 - студенты под воздействием «белого» шума (n=18)	21,31	3,46*10 ⁶

Таблица 5.20

Матрица расстояний Z^{Chaos} между хаотическими (геометрическими) центрами двенадцати изучаемых квазиаттракторов, в которых движется вектор состояния квазиаттракторов ($m=5$) работников ЗСК

группы	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	0	104,5	77,9	42,3	32,2	15,7	85,5	191,9	19,8	26	60,4	418,7
2	104,5	0	126,3	110,4	106,3	102,5	134,6	214,6	101,4	104,6	115,9	428,1
3	77,9	126,3	0	48,2	108,9	91,7	13,2	115,4	60,5	53,2	19,8	341,7
4	42,3	110,4	48,2	0	68,2	54,3	57,4	162,2	27,2	29,4	37,7	386,9
5	32,2	106,3	108,9	68,2	0	18,7	117,2	223,5	48,8	57,1	91,7	450,3
6	15,7	102,5	91,7	54,3	18,7	0	99,8	205,7	31,5	39,1	74	432,6
7	85,5	134,6	13,2	57,4	117,2	99,8	0	107,1	69,2	61,1	27	333,4
8	191,9	214,6	115,4	162,2	223,5	205,7	107,1	0	175	166,5	131,8	227,1
9	19,80	101,4	60,5	27,2	48,8	31,5	69,2	175	0	10,9	43,3	401,7
10	26,07	104,6	53,2	29,4	57,1	39,1	61,1	166,5	10,9	0	35	393,5
11	60,4	115,9	19,8	37,7	91,7	74	27	131,8	43,3	35	0	358,6
12	418,7	428,1	341,7	386,9	450,3	432,6	333,4	227,1	401,7	393,5	358,6	0

Таблица 5.21

Матрица расстояний Z^S между стохастическими (статистическими) центрами двенадцати изучаемых квазиаттракторов, в которых движется вектор состояния квазиаттракторов ($m=5$) работников ЗСК

группы	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	0	14,9	7	5,3	3,02	9,4	12,4	20,7	32,1	3,2	20,9	135,3
2	14,9	0	13	17,3	13,2	10,4	10,9	14	23,4	15,4	14,2	125,1
3	7,04	13	0	7,02	5,3	7,2	10,1	16,8	27,3	9,6	16	130,1
4	5,32	17,3	7,02	0	6,4	12,5	15,6	23,1	34	8,09	22,6	136,7
5	3,02	13,2	5,3	6,4	0	7	10,6	18,7	29,8	4,4	18,5	133,1
6	9,44	10,4	7,2	12,5	7	0	4,3	12	23,1	10	12,1	126,4
7	12,4	10,9	10,1	15,6	10,6	4,3	0	8,6	20,3	13,1	9,7	123,3
8	20,7	14	16,8	23,1	18,7	12	8,6	0	11,8	21,6	3,9	114,7
9	32,1	23,4	27,3	34,03	29,8	23,1	20,3	11,8	0	33,1	11,4	103,4
10	3,2	15,4	9,6	8,09	4,4	10	13,1	21,6	33,1	0	22	136,3
11	20,9	14,2	16	22,6	18,5	12,1	9,7	3,9	11,4	22	0	114,6
12	135,3	125,1	130,1	136,7	133,1	126,4	123,3	114,7	103,4	136,3	114,6	0

Следует отметить, что при анализе стохастических матриц расстояний (табл. 5.21) картина получается менее выраженной. Однако, для 8-ой и 9-ой групп мы имеем даже инверсию стохастических *квазиаттракторов* сравнительно с 9-й и 8-й группами в хаосе. Восьмая группа демонстрирует величины, которые в разы превышают такие же значения для 9-й группы, а в стохастике мы получаем инверсию – 9-я группа более существенно сдвигается в ФПС, чем 8-я. При этом 12-я группа и в стохастике тоже демонстрирует максимум (табл. 5.21).

Несколько иная динамика наблюдается для параметров КА у студентов в условиях различных звуковых воздействий. Действительно, воздействие звука сразу вызывает смещение центра *квазиаттрактора* ССС у всех испытуемых. Если рассматривать группы, то наибольшие расстояния демонстрируют 3-я и 4-я группы испытуемых, когда эти два вида звуковых воздействий вызывают почти в 2,5 раза большее смещение, чем 2-й тип воздействия. Очевидно, что ССС существенно смещает свои КА под действием разных типов звуковых раздражителей (табл. 5.22). Динамика движения центров КА в стохастической оценке (как центры – средние значения) имеет сходную картину, но величины здесь существенно ниже (в 5–6 раз), что представлено в табл. 5.23. Отметим, что 3-я и 4-я группа – это группы в условиях действия различий музыки и «белого» шума соответственно, что их резко отличает от групп в спокойном состоянии (1-я группа) и в условиях действия классической музыки. Последняя сдвигает КА в 2,5 раза на меньшее расстояние, чем эти два воздействия.

Таким образом, мы сейчас говорим о механизмах влияния звуковых раздражителей на регуляцию ССС, которая демонстрирует динамику ВСОЧ аналогичную *тремору*, т.е. непрерывное и хаотическое движение ВСОЧ в ФПС, но в пределах *квазиаттракторов*.

Таблица 5.22

Матрица расстояний Z^{Chaos} между хаотическими (геометрическими) центрами четырех изучаемых групп испытуемых студентов СурГУ

группы	1	2	3	4
1	0	11,43	25,21	26,25
2	11,43	0	14,06	15,14
3	25,21	14,06	0	5,79
4	26,25	15,14	5,79	0

Матрица расстояний Z^S между стохастическими (статистическими) центрами четырех изучаемых групп испытуемых студентов СурГУ

группы	1	2	3	4
1	0	2,45	3,99	5,90
2	2,45	0	1,63	3,46
3	3,99	1,63	0	2,02
4	5,90	3,46	2,02	0

Для сравнительного анализа использовались статистические методы обработки данных, в частности были рассчитаны значения энтропии Шеннона. Нейровегетативная регуляция ЧСС у испытуемых с энтропийных позиций *теории хаоса-самоорганизации* представляет собой хаотическую динамику поведения эффекторных систем, поэтому энтропийный подход представляет определённый интерес.

На рис. 5.13 представлена реакция ССС человека при воздействии ритмичной музыки в сравнении со спокойным состоянием. При прослушивании ритмичной музыки наблюдается значительное сокращение площади КА, что свидетельствует о сокращении вегето-сосудистой регуляции, но при этом заметны существенные различия в спектральных характеристиках. Подобная реакция у испытуемых предсказуема и объяснить это можно тем, что при прослушивании ритмичной музыки, ритм, заложенный в музыкальную композицию, вызывает некоторую стрессорную реакцию в ФСО. При проведении эксперимента использовался комфортный уровень звука для испытуемых, не вызывающий дискомфорта и даже в таком варианте мы видим значительное изменение в хаотической динамике ФСО.

Если же уровень воздействия увеличить, то мы получим значительное упорядочивание в работе ФСО и, в частности, КРС. В соответствии с современными представлениями любая строгая упорядоченность в работе ФСО свидетельствует о возможном начале патологических процессов. Не удивительно, что на музыкальных концертах некоторые люди часто испытывают дискомфорт и ухудшение состояния организма. Некоторые слушатели концертов обращаются с симптомами повышенного артериального давления, аритмией и т. д. Очевидно, что на производстве такие слуховые воздействия приводят к существенным изменениям в системе регуляции ССС (гипертензия, аритмия и т.д.).

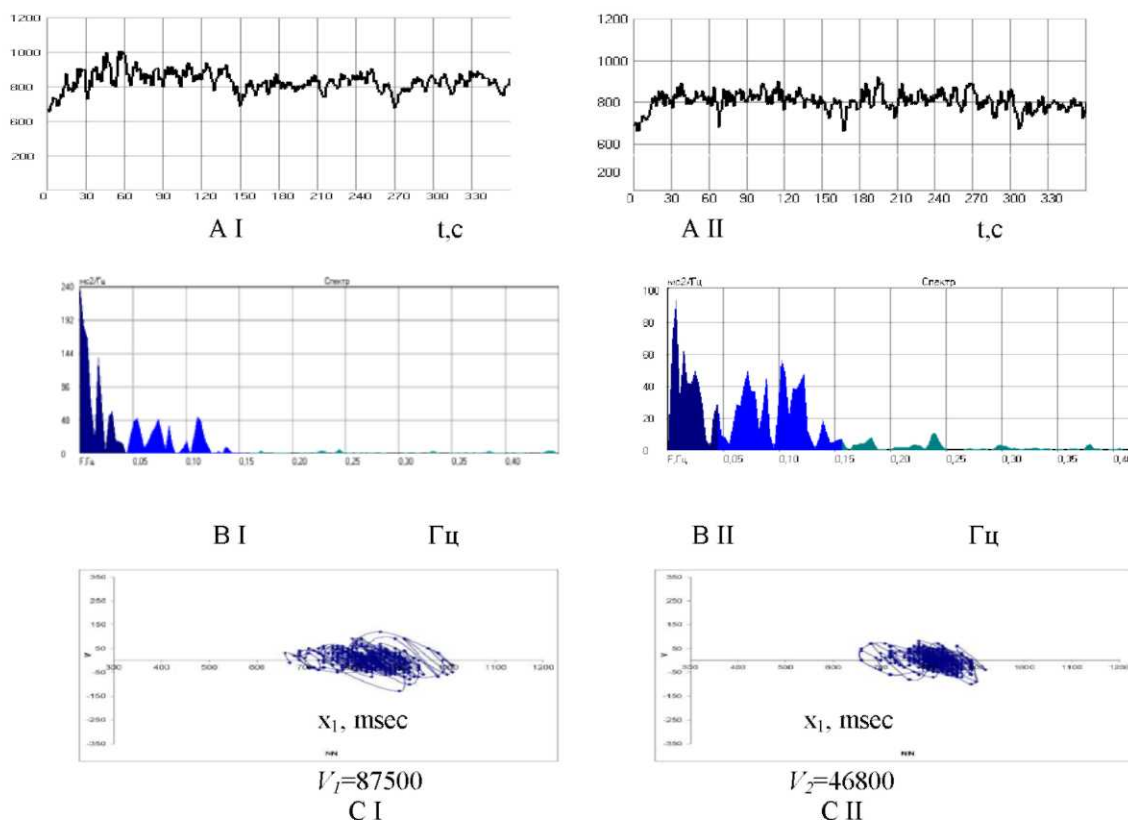


Рис. 5.13. Быстрое Фурье преобразование кардиоинтервалов в виде графика $x_1=x_1(t)$, где x – величина межимпульсных интервалов по данным пульсоинтервалографии – А, амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) сигнала – В, фазовый портрет сигнала на плоскости с координатами x_1 и $x_2=dx_1/dt$ – С, для испытуемого ЮСУ: I в спокойном состоянии (без внешних акустических воздействий); II под воздействием ритмичной музыки. Здесь $V_1=87500$ представляет исходный объем квазиаттрактора ССС, $V_2=46800$ – объем квазиаттрактора ССС в период воздействия ритмичной музыки.

Для сравнения полученных результатов в рамках ТХС был проведен расчет стохастической оценки хаотической динамики – получены значения энтропии Шеннона (табл. 5.24) и построены гистограммы распределения частот попадания регистрируемых кардиоинтервалов NN (в msec) в один из 30 интервалов разбиения. В качестве примера таких расчётов мы представляем рис. 5.14. График представляет некоторый переход от хаоса к условно нормальному распределению.

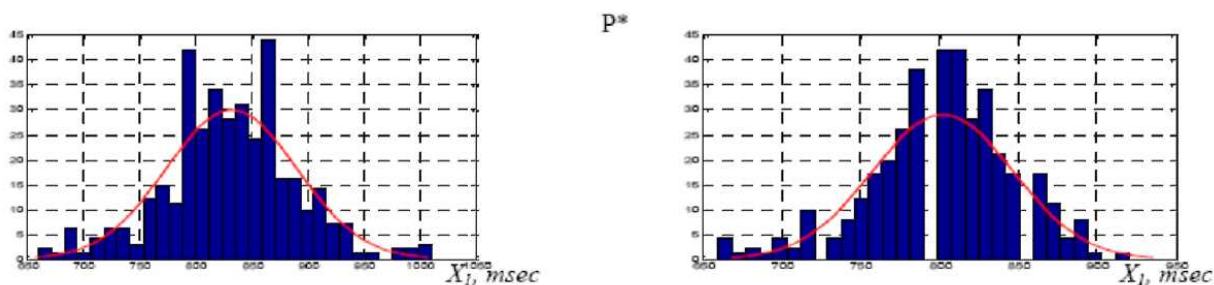


Рис. 5.14. Распределение значений кардиоинтервалов при расчете энтропии Шеннона испытуемой ЮСУ: в спокойном состоянии; II) под воздействием ритмичной музыки

Таблица 5.24

Значения энтропии Шеннона и площадей квазиаттракторов под воздействием ритмичной и классической музыки

	В спокойном состоянии	«Белый» шум	Ритмичная музыка
Площадь КА V_G (y.e.)	87500	44800	46800
Энтропия Шеннона S_{sh}	3,9647	4,1232	3,6817

Из таблицы видно, что при прослушивании ритмичной музыки или «белого» шума площадь КА уменьшается, а значение энтропии по сравнению со значениями, полученными в спокойном состоянии ведёт себя разнонаправлено. Это свидетельствует о повышении уровня упорядоченности в режиме работы сердечного ритма с позиций ТХС, а энтропия здесь не может быть индикатором. Значения энтропии демонстрируют разнонаправленную динамику, что идет в противовес с наблюдаемой картиной и физиологией.

Выводы

1. Параметры *квазиаттракторов* реально представляют особенности воздействия шума на систему регуляции ССС. Одновременно и возрастные особенности тоже могут описываться в рамках объёмов КА, в частности, мужчины в условиях шумового воздействия устойчиво демонстрируют повышенные значения объёмов КА: аб-

солютный минимум $V_G=724,83 \cdot 10^6$ (у.е.) в группе мужчин 30–40 лет, у женщин только для старшей возрастной группы (без воздействия шума) отмечаются повышенные значения параметров *квази-аттракторов* ($V_G=261,38 \cdot 10^6$ у.е.).

2. Размеры КА отражают реальное состояние системы регуляции ССС в условиях действия различного вида звуковых раздражителей и без таковых.
3. Традиционные стохастические подходы в виде автокорреляций расчёта энтропии Шеннона, *амплитудно-частотных характеристик* – демонстрируют непрерывное изменение при попытках описания ССС помощью этого аппарата.
4. Матрицы межаттракторных расстояний могут являться моделью особенностей влияния различного типа воздействий на ССС человека в эксперименте.

Литература

1. Анохин П. К. Кибернетика функциональных систем. – М., Медицина, 1998. – 285 с.
2. Гавриленко Т. В., Еськов В. М., Хадарцев А. А., Химикина О. И., Соколова А. А. Новые методы для геронтологии в прогнозах долгожительства коренного населения Югры // Успехи геронтологии. – 2014. – Т. 27, № 1. С. 30–36.
3. Башкатова Ю.В. Сравнительный анализ и синтез показателей сердечно-сосудистой системы у представителей арктического и высокогорного адаптивных типов / В.А. Карпин, О.Е. Филатова, Т.В. Солтыс, А.А. Соколова, А.Б. Гудков // Экология человека.– 2013.– №7.– С. 3–9.
4. Башкатова Ю.В. Сравнительный нейрокомпьютерный анализ параметров вегетативной нервной системы коренного населения Югры и жителей высокогорья России / Э.М. Газизова, К.В.Чепуркина, Э.Д.Умаров, Н.А.Митющенко // Системный анализ и управление в биомедицинских системах.– Том 12. – № 3.– 2013.– С. 805–808.
5. Башкатова Ю.В. Метод многомерных фазовых пространств в оценке хаотической динамики тремора / Т.В. Гавриленко, А.А. Балтикова, А.Е. Баженова, Е.В. Майстренко // Вестник новых медицинских технологий. – 2013. – Т. 20. – №1. – Режим доступа: medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2013-1/4340.pdf.
6. Еськов В.М., Гавриленко Т.В., Черников Н.А., Берестин Д.К., Девицин И.Н. Программа идентификации хаотической динамики движений человека при теппинге в условиях физических ограни-

- чений. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ №2013618698 от 19 сентября 2013г.
7. Берестин Д.К. Параметры квазиаттракторов сердечно-сосудистой системы в оценке воздействия малых доз алкоголя /Даянова Д.Д., Гавриленко Т.В., Химиков А.Е.//Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2013 – Т.ХІІ, №3 – С.683 – 688.
 8. Берестин Д.К. Хаотическая динамика параметров произвольных микродвижений тела человека в процессе удерживания статической позы / Гавриленко Т.В., Дегтярев Д.А., Химиков А.Е., Ключ И.В.//Вестник новых медицинских технологий.– Т.ХХ, №3– 2013– С.7 – 10
 9. Берестин Д.К. Хаотическая динамика поведения параметров сердечно-сосудистой системы под воздействием крепких алкогольных напитков /Булдин А.Н., Гавриленко Т.В., Даянова Д.Д.,//Вестник новых медицинских технологий.– Т.ХХ, №3– 2013 –С.11 – 13
 10. Дегтярев Д.А., Берестин Д.К., Васильева А.Ю., Хадарцева К.А., Ярмухаметова, В.Н. Хаотическая динамика параметров сердечно-сосудистой системы человека в ответ на шумовые воздействия [Электронный ресурс] // Вестник новых медицинских технологий. – 2013. - № 1. - Режим доступа: <http://medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2013-1/4338.pdf>.
 11. Еськов В.М., Живогляд Р.Н., Хадарцев А.А., Чантурия С.М., Шипилова Т.Н. Идентификация параметров порядка при женских патологиях в аспекте системного синтеза. // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2006 – Т.5, №3 – С. 630 – 633.
 12. Еськов В.М., Филатова О.Е., Фудин Н.А., Хадарцев А.А. Проблема выбора оптимальных математических моделей в теории идентификации биологических динамических систем. // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2004. - Т. 3., № 2. – С. 150-152.
 13. Еськов В.М., Зилов В.Г., Григорьев А.И., Хадарцев А.А. Новые подходы в теоретической биологии и медицине на базе теории хаоса и синергетики. // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2006 – Т.5, №3 – С. 617 – 622.
 14. Еськов В. М., Карпин В. А., Филатов М. А., Филатова О. Е. Философские основания теории патологии: проблема причинности в медицине. // Философия науки. – 2012. – №1(52). – С.118-128.
 15. Еськов В. М., Попов Ю. М., Филатова О. Е. Третья парадигма и представления И.Р. Пригожина и Г. Хакена о сложности и особых свойствах биосистем. // Вестник новых медицинских технологий. – 2012. – Т. XVIII, № 2 – С. 416-418.

16. Еськов В. М., Хадарцев А. А., Филатова О. Е., Хадарцева К. А. Околосуточные ритмы показателей кардиореспираторной системы и биологического возраста человека. // Терапевт. – 2012. – №8. – С. 36-43.
17. Кузнецова В.Н., Васильева А.Ю., Митющенко Н.А., Филатов М.А. Матрицы межаттракторных расстояний в оценке вектора состояния кардио-респираторной системы работников с высокой и низкой интенсивностью труда в условиях северного производства [Электронный ресурс] // Вестник новых медицинских технологий – 2013. – № 1. – Режим доступа: <http://medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2013-1/4571.pdf>
18. Ярмухаметова В.Н. Газя Г. В., Соколова А. А., Баженова А. Е. Анализ и синтез параметров вектора состояния вегетативной нервной системы работников нефтегазовой отрасли // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2012. – Т. 11, № 4. – с. 886-892.
19. Ярмухаметова В.Н., Филатова О.Е., Даниелян В.В., Сологуб Л.И., Филатов М.А. Три типа систем в природе и новые методы изучения биосистем в рамках третьей парадигмы // Вестник новых медицинских технологий. – 2012. – Т. 19, № 2. – с. 21-23.
20. Eskov V. M., Eskov V. V., Filatova O. E. Characteristic features of measurements and modeling for biosystems in phase spaces of states // Measurement Techniques. 2011. V. 53(12). P. 1404-1410.
21. Eskov V. M., Gavrilenko T. V., Kozlova V. V., Filatov M. A.. Measurement of the dynamic parameters of microchaos in the behavior of living biosystems // Measurement Techniques. 2012. V. 55. №. 9. P. 1096-1101.
22. Eskov V. M, Eskov V. V., Filatova O. E., Filatov M. A. Two types of systems and three types of paradigms in systems philosophy and system science // Journal of Biomedical Science and Engineering. – 2012. – Vol. 5, №. 10. – P. 602-607.
23. Eskov V. M. Evolution of the emergent properties of three types of societies: The basic law of human development // E:CO 2014 16(2): XX-XX. p. 109-117.

РАЗДЕЛ VI

ВЕГЕТАТИВНАЯ НЕРВНАЯ СИСТЕМА В АСПЕКТЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ АСИММЕТРИИ В ГЕРОНТОЛОГИИ: НЕЙРОЭМУЛЯТОРЫ В СИСТЕМНОМ СИНТЕЗЕ ВОЗРАСТНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА

6.1. Объект и методы исследования, которые отличны от традиционных

Одна из главных задач в геронтологии – это определение из множества диагностических признаков x_i , характеризующих различные параметры организма (иммунный статус, состояние сердечно-сосудистой системы, психики и т.д.), наиболее значимых признаков, которые реально показывают динамику старения. Это задача системного синтеза, которая составляет основу всей современной науки.

Общеизвестно, что процессы старения на молекулярном и клеточном уровне в итоге выражаются в возрастных изменениях параметров основных ФСО. По П.К. Анохину [1] одной из главных ФСО является *кардио-респираторная система*, динамику возрастных изменений которой можно наблюдать по её основным параметрам. В нашей работе мы использовали 15 таких параметров, из которых после предварительного анализа было выбрано 5 наиболее значимых, характеризующих возрастные изменения. Однако, даже эти пять параметров не могут демонстрировать устойчивое различие в рамках традиционных подходов при изучении динамики возрастных изменений. Возникает проблема разработки новых, более чувствительных методов для анализа различий в параметрах ФСО при возрастных изменениях. Одновременно нам необходимо иметь методы для выделения наиболее значимых x_i , характеризующих возрастные изменения, т.к. с позиций стохастики такая задача неразрешима [2–6].

Такая проблема по разрабатываемой нами классификации в *теории хаоса-самоорганизации* относится к первому типу неопределённости, когда получаемые в отдельных выборках x_i для сравниваемых групп (у нас три возрастные группы женщин) не могут быть идентифицированы как разные группы. Их функции распределения $f(x)$ для каждого признака x_i не могут быть разделены, и эти выборки следует относить к одной генеральной совокупности. В наших исследованиях 15-ти параметров КРС для большинства x_i демонстрируется именно такая динамика. Например, получается, что по параметрам x_i 1-я и 2-я

группы женщин практически не различаются (почти по всем $i=1, 2, \dots, 15$). В геронтологии таких примеров можно привести большое количество и для разрешения возникающей коллизии мы предлагаем использовать два новых подхода: метод расчета параметров КА и метод использования нейроэмуляторов. Оба этих подхода способны преодолеть неопределённость 1-го типа, когда все (или почти все) функции распределения $f_i(x)$ демонстрируют одинаковость (выборки относятся к одной генеральной совокупности). Иными словами статистика здесь бесполезна, но ТХС и нейро-ЭВМ весьма эффективны.

Нейрокомпьютерный подход сейчас довольно активно внедряется в медицину, но как мы сейчас покажем, с большими ошибками. Ошибочность применения нейро-ЭВМ заключается в их уникальной, разовой настройке. Оказывается, разовое решение задачи бинарной классификации (установление факта отличий одной возрастной группы от другой) является только одной (из миллиона возможных) уникальной итерацией при попытках выявления значимости измеряемых диагностических признаков x_i . Попытка же их дифференцировки (вычисления главных x_i и второстепенных) при одной итерации вообще лишена какого-либо смысла (а это сейчас довольно часто используется в медицине). В работе представлен выход из тупика этой неопределённости 1-го типа (когда $f(x)$ совпадают и все группы принадлежат якобы к одной генеральной совокупности) в виде запатентованных алгоритмов. Фактически, решается задача системного синтеза, т.е. идентификации *параметров порядка* (наиболее значимых) из всего множества x_i (у нас $\max i=15$), что для геронтологии имеет принципиальное значение при оценке скорости возрастных изменений организма [2–6, 8].

В качестве основной задачи была выбрана задача диагностики различий в параметрах ФСО (на примере КРС) для разных возрастных групп населения Севера России. Для изучения возрастной динамики параметров КРС из коренного населения Югры (женщин-ханты) были отобраны три группы по 38 человек в каждой. Все наблюдаемые женщины были без патологий и жалоб на здоровье. В первую группу вошли женщины возраста 18–35 лет, во вторую группу 35–50 лет и в третью – старше 50 лет. Последняя группа выходит из классификации ВОЗ, т.к. там отсчёт начинается с 55 лет, но на Севере РФ законом определено начало пенсии по старости с 50 лет и мы решили эту третью возрастную группу сформировать именно из этого порога в возрасте, т.к. их признают пенсионерами по старости.

Регистрация основных параметров ССС обследуемых производилась в пятнадцатимерном ФПС *вектора состояния сердечно-сосудистой системы* в виде $x=x(t)=(x_1, x_2, \dots, x_m)^T$, где $m=15$. Эти координаты x_i состояли из: x_1 – СИМ – показатель активности симпатического отдела вегетативной нервной системы, у.е.; x_2 – ПАР – показатель активности парасимпатического отдела ВНС, у.е.; x_3 – SDNN – *стандартное отклонение измеряемых кардиоинтервалов*, мс; x_4 – ИБН – индекс напряжения (по Р.М. Баевскому); x_5 – ЧСС – число ударов сердца в минуту; x_6 – SPO₂ – уровень оксигенации крови (уровень оксигемоглобина); x_7 – TINN – *триангулярная интерполяция гистограммы NN- интервалов*, мс; x_8 – pNN50 – число NN-интервалов, отличающихся от соседних более чем на 50 мс; x_9 – VLF – спектральная мощность очень низких частот, мс²; x_{10} – LF – спектральная мощность низких частот, мс²; x_{11} – HF – спектральная мощность высоких частот, мс²; x_{12} – Total – *общая спектральная мощность*, мс²; x_{13} – LF (p) – низкочастотный компонент спектра в нормализованных единицах; x_{14} – HF (p) – высокочастотный компонент спектра в нормализованных единицах; x_{15} – LF/HF – отношение низкочастотной составляющей к высокочастотной.

Определение всех этих величин производилось автоматически на основе запатентованного устройства «Элокс –1М». Обработка данных в рамках статистики всех x_i производилась по программе «Statistica-6». Первоначально производилась идентификация возможности нормальных законов распределения (обычно это было 4 или 5 параметров из 15) и одновременно обрабатывались выборки x_i в рамках непараметрических распределений. После их разделения, далее, все выборки переводились в непараметрические распределения и производилось сравнение всех x_i для всех трёх пар (трёх возрастных групп). Задача бинарной классификации с помощью нейро-ЭВМ обеспечивала определение весов признаков x_i , т.е. решалась задача системного синтеза (ранжирования признаков x_i).

6.2. Результаты исследования и их обсуждение с позиций стохастики

Выше было обозначено, что часть выборок для x_i демонстрировала возможность применения нормального закона распределения. Основная группа диагностических признаков x_i демонстрировала непараметрические распределения для усредненных значений всех x_i . Сами же значения x_i для каждого наблюдаемого человека (испытуемого) постоянно демонстрировали непараметрические распределения. Это составляет основу ТХС, в которой мы демонстрируем глобально вто-

рой тип неопределенности [1–5, 11]. Она характерна именно для «мерцающих» систем, когда постоянно $dx/dt \neq 0$ для вектора состояния системы $x=x(t)$ [8–12]. В этом случае для любых отдельных выборок (x_1 , x_2 и т.д.) для каждого отдельного испытуемого мы всегда наблюдаем одну закономерность: даже для отдельного человека при нахождении функций распределения для его x_i на коротких отрезках времени (например для 1-й или 2-й минут), получаемые на этих отрезках выборки, демонстрируют различные функции распределений $f(x)$. Невозможно произвольно на двух коротких интервалах времени Δt у одного испытуемого наблюдать одинаковые $f(x)$. Все $f(x)$ для одного и того же испытуемого или для двух разных (сравниваемых) людей будут разными. Это особое свойство гомеостаза, которое выделено в *теории хаоса-самоорганизации* как базовый принцип [8–12].

Очень редко бывает так (5–10% пар из всех 1000 сравниваемых), что при парном сравнении выборок (всех x_i) мы могли бы их отнести к одной генеральной совокупности. Все выборки получаются разные и это составляет основу 2-го постулата ТХС [5–9]. В табл. 6.1 мы предоставляем результаты статистической обработки первичных данных по всем 15-ти параметрам КРС x_i всего $x(t)$ для первой возрастной группы. Откуда следует, что выборки для всех x_i у 38 испытуемых демонстрирует только у четырёх диагностических признаков x_i (ПАР, SDNN, TINN, ЧСС) статистически выраженную возможность демонстрации нормального закона распределения. Остальные x_i имеют непараметрические распределения. Поэтому, в дальнейшем при сравнение всех 15-ти x_i для трёх возрастных групп мы использовали непараметрические распределения (т.е. рассчитывали характеристики в терминах медиан и процентилей), что и представлено в табл. 6.1 для 1-й группы для примера.

Далее, с помощью критерия Манна-Уитни ($p < 0,05$) было выявлено различие (табл. 6.2) путём попарного сравнения средних значений рангов (допустимого уровня значимости параметров КРС) между выборками для всех трёх возрастных групп. Существенно, что все три пары показали разную возможность дифференцировки в виде невозможности отнесения двух выборок к одной генеральной совокупности. Фактически, речь идёт об отсутствии отличий между выборками, если $p > 0,05$, что и показывает табл. 6.2, особенно для 1-й и 2-й групп сравнения. Наибольшее различие мы имеем для 1-й и 3-й групп, где почти все (кроме 3-х последних признаков LF, HP, LF/HP) признаки демонстрируют существенные статистические различия. Однако 1-я и 2-я группы, а также 2-я и 3-я группы между собой демонстрируют 1-ый тип неопределённости, т.е. различия статистически несутсущественны ($p > 0,05$).

Таблица 6.1

Результаты статистической обработки (параметрические и непараметрические распределения) параметров ВСР 1-й возрастной группы женского коренного населения Югры

Непараметрическое распределение				Нормальное распределение			
	Медиана	Процентиль 25%	Процентиль 75%		Среднее	Доверит, -95%	Доверит, +95%
СИМ	5,00	3,00	7,00	ПАР	10,61	9,10	12,11
ИБН	60,50	34,00	81,00	SDNN	41,53	37,24	45,81
SPO ₂	98,00	98,00	99,00	TINN	187,84	169,10	206,59
pNN50	4,50	1,00	10,00	ЧСС	81,76	78,79	84,74
VLF	2122,50	1491,00	3362,00				
LF	1364,00	683,00	2742,00				
HF	607,50	382,00	947,00				
TOTAL	5005,00	3364,00	7594,00				
LF (p)	69,50	60,000	79,00				
HF (p)	30,50	21,00	40,00				
LF/HF	2,64	1,51	3,67				

Таблица 6.2

Статистическое попарное сравнение 15-ти параметров (m=15) состояния сердечно-сосудистой системы трёх возрастных групп женщин-ханты (допустимый уровень значимости $p < 0,05$) с помощью критерия Манна – Уитни

Парное сравнение выборок 3-х возрастных групп			
Отмеченные критерии значимы на уровне $p < 0,05000$			
	р - уров. 1-я возрастная со 2-й	р - уров. 1-я возрастная с 3-й	р - уров. 2-я возрастная с 3-й
СИМ	0,37	$5,1 \cdot 10^{-5}$	$1,8 \cdot 10^{-3}$
ПАР	0,11	10^{-3}	$8,9 \cdot 10^{-2}$
SDNN	0,54	$7,3 \cdot 10^{-4}$	$9,2 \cdot 10^{-3}$
ИБН	0,84	$1,9 \cdot 10^{-2}$	$2,7 \cdot 10^{-2}$
SPO ₂	0,05	$9,7 \cdot 10^{-5}$	10^{-2}
pNN50	0,97	$5,3 \cdot 10^{-3}$	$4,9 \cdot 10^{-3}$
TINN	0,07	$3,5 \cdot 10^{-5}$	$2 \cdot 10^{-2}$
ЧСС	0,01	$1,7 \cdot 10^{-2}$	0,65
VLF	0,45	$8,9 \cdot 10^{-3}$	$6,5 \cdot 10^{-2}$
LF	0,05	$3,6 \cdot 10^{-3}$	0,15
HF	0,62	$3,3 \cdot 10^{-4}$	$6,8 \cdot 10^{-3}$
TOTAL	0,14	$2,7 \cdot 10^{-3}$	$3,9 \cdot 10^{-2}$
LF (p)	0,35	0,79	0,19
HF (p)	0,35	0,77	0,19
LF/HF	0,27	0,94	0,17

В табл. 6.2 представлены результаты попарного сравнения выборок x_i для 1-й и 2-й групп (первая попытка), для 1-й и 3-й групп, а также для 2-й и 3-й групп (вторая попытка). Для первых возрастных групп у нас имеется только два диагностических признака (SPO_2 и ЧСС), которые показывают статистически значимые различия статистических характеристик функций распределения ($p_1=0,0484$, $p_2=0,011$).

Остальные парные сравнения выборок показывают возможность отнесения этих пар к одной генеральной совокупности (различия не значимы!), что следует из табл. 6.2. Таким образом, статистика показывает почти полное отсутствие возрастных различий по параметрам x_i для 1-й и 2-й групп женщин ханты. Очевидно, сравнение 2-й и 3-й возрастной группы показывает отсутствие различий для этих пар именно у ЧСС (хотя в первой колонке они были различными). В целом, для сравниваемых 2-й и 3-й групп женщин уже восемь пар x_i показывают различие в выборках (СИМ, SDNN, ИБН, SPO_2 , pNNS0, TINN, HF, Total). Остальные 7 признаков x_i попарно могут относиться к одним генеральным совокупностям, т.е. нет статистически значимых различий. Возникает неопределённость первого типа, $f(x)$ не различаются у всех x_i .

Установить значимость на основе статистических результатов всех этих признаков, т.е. выявить признаки, по которым возрастные изменения наиболее выражены, не представляется возможным. В рамках стохастики нельзя выявить *параметры порядка*, выполнить системный синтез. Поэтому становится возможным использование наших новых методов на основе выбранных 5 основных признаков (СИМ, ПАР, SDNN, ИБН, ЧСС). Для них мы провели нейрокомпьютерную идентификацию значимости признаков w_i путём решения задачи бинарной классификации по разделению выборок в пятимерном *фазовом пространстве состояний* ($m=5$) при попарном сравнении 1-й и 2-й групп, а также 2-й и 3-й групп. Существенно, что мы не просто устанавливаем различия между двумя сравниваемыми возрастными группами, но мы одновременно пытаемся отранжировать диагностические признаки, что в стохастике выполнить сложно. Это задача системного синтеза – установить наиболее важные x_i при сравнении параметров ФСО у наблюдаемых трёх возрастных групп [8–12]. Вместе с тем такая статистическая динамика различий групп показывает (косвенно) и скорость старения (возрастных изменений) параметров КРС. Очевидно, что 3-я группа «уходит» в фазовом пространстве очень далеко от 1-й группы по 12-ти параметрам и от 2-й группы по 8-ми параметрам x_i . Частично, стохастика дает информацию о возрастных изменениях, но не определяет *параметры порядка*.

6.3. Нейрокомпьютерный анализ в геронтологии

Задача системного синтеза – это очень сложная задача в медицине и во всей науке в целом. Её решение с помощью нейро-ЭВМ требует особого понимания и коррекции, т.к. разовое решение задачи по разделению двух полученных выборок (например, 2-й и 3-й возрастных групп) не может быть использовано для системного синтеза. Ранжирование диагностических признаков не может быть выполнено с приемлемой точностью, сказать даже о значимости признаков x_i при малых повторях (итерациях числом $p \leq 50$), т.е. решения одинаковой задачи бинарной классификации, невозможно. Если мы 50 раз будем заставлять ЭВМ решать одинаковую задачу бинарной классификации 1-й и 2-й группы и при этом каждый раз требовать начального задания весов w_{i0} признаков x_i из равномерного распределения интервале (0, 1), то мы будем получать разные значения (наборы) выходных весов w_i ($i=1, 2, \dots, p$) для всех признаков.

Это представлено в табл. 6.3, где нижняя строка показывает вариационный размах по средним для выборки из p итераций для небольшого значения $p \leq 50$. Легко видеть, что при $p=50$ (четыре серии по 50 и одна из 200 итераций) интервал из вариаций усредненных значений $\langle \Delta w_i \rangle$ колеблется в пределах $w_1=0,01$ до $w_2=0,05$. Однако, при возрастании числа итераций p до 1000 и более эти интервалы изменения $\langle \Delta w_i \rangle$ резко уменьшаются до 0,004 (нижний w_1) и до 0,03 (верхний w_5). Фактически, по некоторым w_i мы имеем уменьшение вариаций средних весов признаков $\langle \Delta w_i \rangle$ более чем в 10 раз. Изменения по ЧСС наблюдаются в 3-м разряде после запятой при $p=1000$ (аналогично и для остальных w_i , кроме w_1). С учетом округления (табл. 6.3) у нас наблюдается изменение w_1 при $p=50$ только во 2-м знаке после запятой, но в малом диапазоне (0,90 – 0,91). Если увеличить число итераций до $p=1000$, то малые колебания будут иметь место уже в 3-м знаке после запятой. Это представлено в табл. 6.4 и 6.5. Дальнейшее увеличение p ($p \geq 1000$) показывает закономерный сдвиг вариаций значащих цифр после запятой во втором порядке (что и представлено в табл. 6.5) и т.д. Табл. 6.4 и 6.5 демонстрируют уменьшение вариационных размахов средних значений от интервала (0,046; 0,548) в табл. 6.4 – до интервала (0,004; 0,031) в табл. 6.5.

Таблица 6.3

Таблица ранжирования 5-ти диагностических признаков с помощью НЭВМ при малых итерациях для сравнения 1-й и 2-й возрастных групп ($p \leq 50$)

Нейросети с $p \leq 200 = 4 \times 50$					
Расчеты итераций по выборкам ($N \geq 50$)	Средние значения весов признаков $\langle w_i \rangle$ для координат вектора состояния системы x_i по наибольшим и наименьшим весам				
	СИМ= $\langle w_1 \rangle$	ЧСС= $\langle w_2 \rangle$	ИНБ= $\langle w_3 \rangle$	ПАР= $\langle w_4 \rangle$	SDNN= $\langle w_5 \rangle$
$p=200 \ j=(1, \dots, 200)$	0,907	0,671	0,662	0,572	0,509
$p=50 \ j=(1, \dots, 50)$	0,901	0,680	0,646	0,591	0,547
$p=50 \ j=(50, \dots, 100)$	0,909	0,650	0,648	0,544	0,484
$p=50 \ j=(100, \dots, 150)$	0,907	0,685	0,655	0,576	0,482
$p=50 \ j=(150, \dots, 200)$	0,911	0,668	0,699	0,578	0,524
Интервалы изменений $\langle \Delta w_i \rangle$	0,010	0,035	0,053	0,048	0,065

Вариационный размах средних $\langle \Delta w_i \rangle$ при переходе от $p=100$ к $p=1000$ уменьшился на 2 порядка!

Таблица 6.4

Таблица ранжирования 5-ти диагностических признаков с помощью НЭВМ при среднем числе итераций для сравнения 1-й и 2-й возрастных групп ($p \geq 100$)

Нейросети с $p \leq 400 = 4 \times 100$					
Расчеты итераций по выборкам ($N \geq 100$)	Средние значения весов признаков $\langle w_i \rangle$ для координат вектора состояния системы x_i по наибольшим и наименьшим весам				
	СИМ= $\langle w_1 \rangle$	ЧСС= $\langle w_2 \rangle$	ИНБ= $\langle w_3 \rangle$	ПАР= $\langle w_4 \rangle$	SDNN= $\langle w_5 \rangle$
$p=400 \ j=(1, \dots, 400)$	0,908	0,673	0,667	0,562	0,527
$p=100 \ j=(1, \dots, 100)$	0,905	0,665	0,647	0,568	0,516
$p=100 \ j=(100, \dots, 200)$	0,909	0,676	0,677	0,577	0,503
$p=100 \ j=(200, \dots, 300)$	0,909	0,658	0,689	0,556	0,548
$p=100 \ j=(300, \dots, 400)$	0,910	0,693	0,656	0,546	0,541
Интервалы изменений $\langle \Delta w_i \rangle$	0,252	0,046	0,143	0,074	0,548

Таким образом, идентификация *параметров порядка* зависит от порядка числа итераций p . С увеличением p мы сдвигаемся вправо после запятой с запаздыванием на $k-1$ порядок, где k – число разрядов (нулей) у p). При $p=1000$ ($k=3$) мы будем иметь неизменными $k-1=2$ порядка после запятой, а при $p=10^4$ будет $k-1=3$. Повышая p , мы можем получить любое точное значение решения задачи системного синтеза при модельных сравнениях. Характерно, что для всех групп сравнения (1-й со 2-й, 2-й с 3-й и 1-й с 3-й) мы устойчиво имеем признак СИМ как главный параметр порядка $w_I=0,91$, если использовать нейро-ЭВМ. Однако в статистике этого нет, для 1-й и 2-й групп, например, ИНБ и ПАР сильно варьируют, хотя нейро-ЭВМ им дает высокие весовые коэффициенты (около 0,6), как и для ЧСС. Это говорит о разных результатах между стохастикой и нейро-ЭВМ.

На втором месте находится ЧСС, но его веса значительно меньше по величине, $w=0,683$, что значительно ниже СИМ. Остальные признаки x_i не очень значительно различаются (0,651–0,526), и они более выражены для 1-й и 3-й группы (табл. 6.3), чем (табл. 6.4 и 6.5) для 2-й и 3-й групп (для первой пары имеем 0,683–0,526). Таким образом, можно сделать вывод, что 1-я группа отличается от 2-й более значительно, чем 2-я от 3-й, но наибольшие отличия мы имеем между 1-й и 3-й группами.

Несколько сходная картина имеется и при статистическом сравнении медиан для 1-й и 2-й групп, когда все медианы (кроме СИМ) укладываются в интервалах 0,51–0,68. Это существенно отличается от медиан 2-й и 3-й групп, когда их значения укладываются в интервале 0,3–0,35. Парные сравнения при увеличении числа итераций p дают устойчивый результат во всех группах, но нейроэмулятор более значительно даёт различие между 1-й и 3-й группами.

В целом, мы сейчас показали, что использовать нейро-ЭВМ для идентификации наиболее значимых диагностических признаков x_i в режиме разового разделения обучающих выборок невозможно. На каждой j -й итерации мы будем получать разные наборы w_{ij} и значимость признаков будет хаотически изменяться. Однако, при $p>100$ мы уже будем наблюдать некоторую стабилизацию весов признаков (табл. 6.4). Дальнейшее увеличение p до 1000 (табл. 6.5) и больше – даёт нам любую точность измерения x_i . Очень редко бывает так, как мы получили в нашем примере, когда x_I сразу стало параметром порядка (СИМ). Чаше получаем x_i по величинам w_{ij} , когда значения x_i находятся рядом и возникает необходимость увеличения числа разрядов в p (переходить от 10^3 к 10^4 и т.д.). В любом случае число итераций p необходимо увеличивать, иначе ошибки не избежать.

Таблица ранжирования 5-ти диагностических признаков с помощью нейро-ЭВМ при большом числе итераций для сравнения 1-й и 2-й возрастных групп ($p \geq 1000$)

Нейросети с $p \leq 4000 = 4 \times 1000$					
Расчеты итераций по выборкам ($N \geq 1000$)	Средние значения весов признаков $\langle w_i \rangle$ для координат вектора состояния системы x_i по наибольшим и наименьшим весам				
	СИМ= $\langle w_1 \rangle$	ЧСС= $\langle w_2 \rangle$	ИНБ= $\langle w_3 \rangle$	ПАР= $\langle w_4 \rangle$	SDNN= $\langle w_5 \rangle$
$p=4000$ $j=(1, \dots, 4000)$	0,910	0,683	0,651	0,568	0,526
$p=1000$ $j=(1, \dots, 1000)$	0,910	0,683	0,654	0,569	0,523
$p=1000$ $j=(1000, \dots, 2000)$	0,912	0,687	0,651	0,561	0,528
$p=1000$ $j=(2000, \dots, 3000)$	0,910	0,679	0,653	0,568	0,510
$p=1000$ $j=(3000, \dots, 4000)$	0,907	0,681	0,646	0,573	0,542
Интервалы изменений $\langle \Delta w_i \rangle$	0,004	0,008	0,008	0,013	0,031

При увеличении числа итераций точность ранжирования будет нарастать и мы всегда добьёмся решения задачи системного синтеза (с любой степенью точности). Метод итераций в работе нейро-ЭВМ может быть эффективно использован не только в геронтологии при решении задачи системного синтеза, т.е. при ранжировании значимости диагностических признаков x_i , но и в других разделах медицины. Очевидно, что при сравнении разных групп веса признаков могут изменяться. Так, например, если сравнивать итоги нейрокомпьютинга при сравнении 1-й и 2-й групп (табл. 6.3–6.5) и 2-й и 3-й групп, то первые признаки (*параметры порядка*) остаются, но вес третьего признака нестабилен. Для 2-й и 3-й групп сравнения $w_3=0,348$ для ПАР, а в табл. 6.5 мы имеем $w_3=0,651$ для ИБН. Получаются и разные диагностические признаки, и разные их веса (отличия почти в 2 раза). Всё это характеризует возрастную динамику изменения всех 5-ти

компонент вектора состояния системы в связи с увеличением возрастом, что количественно представляет изменения функций организма женщин. В табл. 6.6 мы представили для сравнения веса признаков x_i при сравнении 2-й и 3-й возрастных групп, которые в стохастике различаются более значительно, чем 1-я и 2-я группы. Иными словами, группа сравнений на базе нейро-ЭВМ получается иной, чем в стохастике и возникает вопрос о точности стохастического метода и целесообразности его использования при сравнении групп в задачах системного синтеза, т.е. нахождения наиболее важных диагностических признаков в медицине. Напомним, что эта задача в медицине важнейшая, но в рамках стохастики она не решается [9–12].

Таблица 6.6

Расчёт весов 5-ти признаков при сравнении 2-й и 3-й возрастных групп женщин-ханты с помощью нейроэмулятора при большом числе p итераций ($p \leq 4000$)

Нейросети с $p \leq 4000 = 4 \times 1000$					
Расчеты итераций по выборкам ($p \geq 1000$)	Средние значения весов признаков $\langle w_i \rangle$ для координат вектора состояния системы x_i по наибольшим и наименьшим весам				
	СИМ= $\langle w_1 \rangle$	ЧСС= $\langle w_2 \rangle$	ПАР= $\langle w_3 \rangle$	SDNN = $\langle w_4 \rangle$	ИБН $= \langle w_5 \rangle$
$p=4000$ $j=(1, \dots, 4000)$	1,000	0,350	0,348	0,326	0,301
$p=1000$ $j=(1, \dots, 1000)$	1,000	0,349	0,343	0,324	0,302
$p=1000$ $j=(1000, \dots, 2000)$	1,000	0,350	0,351	0,327	0,300
$p=1000$ $j=(2000, \dots, 3000)$	1,000	0,349	0,348	0,323	0,299
$p=1000$ $j=(3000, \dots, 4000)$	1,000	0,351	0,350	0,329	0,304
Интервалы изменений $\langle \Delta w_i \rangle$	0,000	0,002	0,007	0,006	0,004

В целом, использование нейроэмуляторов в геронтологии позволяет установить значимость диагностических признаков x_i и выявить по каким параметрам наблюдаются наиболее значимые изменения (параметры порядка) с возрастом. В нашем случае таким главным индикатором старения (из 5-ти наблюдаемых) является показатель СИМ. При этом мы можем количественно сравнить отличие этого x_l от остальных x_i . Например, для пары 2–3 (возрастных групп) отношением СИМ/ЧСС=1/0,35. Всё это составляет основу современной количественной геронтологии, которая должна выйти из качественных сравнений и перейти в статус строгой количественной науки. С помощью нейро-ЭВМ мы устраняем обе неопределённости: и первого типа – все $f(x)$ одинаковы, и 2-го типа – хаотические динамики всех x_i [2-8]. Отметим, что П.К. Анохин [1] именно так понимал гомеостаз, но количественных подтверждений непрерывного изменения параметров функций организма в то время мы не имели. Сейчас мы можем измерять хаос [7–12].

Выводы

1. Проблема системного синтеза в геронтологии требует разработки автоматизированных методов, обеспечивающих реальное ранжирование измеряемых диагностических признаков x_i . Для систем с непрерывным изменением их параметров x_i в режиме $dx/dt \neq 0$ использовать статистические методы нецелесообразно для таких целей, т.к. функции распределения измеряемых x_i (их выборок) непрерывно изменяются (или могут совпадать!).
2. Разовое использование нейро-ЭВМ для разделения выборок (задача бинарной классификации) демонстрирует единичный результат (один из миллионов) и не может быть использован в геронтологии и в любых других разделах медицины. Такие единичные сравнения дают ошибочные результаты.
3. Для повышения точности ранжирования диагностических признаков x_i с использованием нейро-ЭВМ необходимо увеличивать число итераций (настроек) нейроэмулятора при исходном задании весов признаков w_{i0} из равномерного интервала (0, 1), т.е. хаотично. При увеличении p до значения $p=10^k$ мы получим приемлемую точность ранжирования до $k-1$ значащих цифр после запятой. Геронтологи, занимающиеся идентификацией параметров порядка, должны увеличивать число итераций p с учётом этого метода расчёта точности задачи системного синтеза. Это касается и других разделов медицины, когда статистика не работает, а нейроЭВМ и методы *теории хаоса-самоорганизации* дают четкое различие между изучаемыми группами (пациентами).

Литература

1. Анохин П. К. Кибернетика функциональных систем. – М., Медицина, 1998. – 285 с.
2. Гавриленко Т. В., Еськов В. М., Хадарцев А. А., Химикина О. И., Соколова А. А. Новые методы для геронтологии в прогнозах долгожительства коренного населения Югры // Успехи геронтологии. – 2014. – Т. 27, № 1. С.30-36.
3. Еськов В.М., Живогляд Р.Н., Хадарцев А.А., Чантурия С.М., Шипилова Т.Н. Идентификация параметров порядка при женских патологиях в аспекте системного синтеза. // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2006 – Т.5, №3 – С. 630-633.
4. Еськов В.М., Филатова О.Е., Фудин Н.А., Хадарцев А.А. Проблема выбора оптимальных математических моделей в теории идентификации биологических динамических систем. // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2004. - Т. 3., № 2. – С. 150-152.
5. Еськов В.М., Зилов В.Г., Григорьев А.И., Хадарцев А.А. Новые подходы в теоретической биологии и медицине на базе теории хаоса и синергетики. // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2006 – Т.5, №3 – С. 617-622.
6. Еськов В. М., Карпин В. А., Филатов М. А., Филатова О. Е. Философские основания теории патологии: проблема причинности в медицине. // Философия науки. – 2012. – №1(52). – С.118-128.
7. Еськов В. М., Попов Ю. М., Филатова О. Е. Третья парадигма и представления И.Р. Пригожина и Г. Хакена о сложности и особых свойствах биосистем. // Вестник новых медицинских технологий. – 2012. – Т. XVIII, № 2 – С. 416-418.
8. Еськов В. М., Хадарцев А. А., Филатова О. Е., Хадарцева К. А. Около-суточные ритмы показателей кардиореспираторной системы и биологического возраста человека. // Терапевт. – 2012. – №8. – С. 36-43.
9. Eskov V. M., Eskov V. V., Filatova O. E. Characteristic features of measurements and modeling for biosystems in phase spaces of states // Measurement Techniques. – 2011. V. 53(12) – P. 1404-1410.
10. Eskov V. M., Gavrilenko T. V., Kozlova V. V., Filatov M. A.. Measurement of the dynamic parameters of microchaos in the behavior of living biosystems // Measurement Techniques. – 2012. – V. 55., №. 9. - – P. 1096-1101.
11. Eskov V. M., Eskov V. V., Filatova O. E., Filatov M. A. Two types of systems and three types of paradigms in systems philosophy and system science // Journal of Biomedical Science and Engineering. – 2012. – Vol. 5, №. 10. – P. 602-607.
12. Eskov V. M. Evolution of the emergent properties of three types of societies: The basic law of human development // E:CO – 2014 – 16(2): XX-XX. – P. 109-117.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

АФ – автокорреляционные функции
АЦП – аналого-цифровой преобразователь
АЧХ – амплитудно-частотные характеристики
БДС – биологические динамические системы
БИК – биофизический измерительный комплекс
ВНС – вегетативная нервная система
ВСОЧ – вектор состояния организма человека
ВСП – вариабельность сердечного ритма
ВСС – вектор состояния системы
ВУВ – внешние управляющие воздействия
ДСП – детерминистские и стохастические подходы
ЗСК – завод по стабилизации конденсата
ИНБ – индекс напряжения Баевского
КА – квазиаттрактор
КВ – компенсационный выход
КИ – кардиоинтервал
ККП – компартментно-кластерный подход
ККТБ – компартментно-кластерная теория биосистем
КРС – кардиореспираторная система
МТ – материальная точка
НЭВМ – нейро-ЭВМ
ПАР – параметр парасимпатотонии
ПП – параметр порядка
СИМ – показатель состояния симпатического отдела ВНС
ССС – частота сердечных сокращений
СТТ – системы третьего типа
ТВДД – токовихревые датчики движения
ТХС – теория хаоса-самоорганизации
ФПС – фазовое пространство состояний
ФСО – функциональные системы организма
SDNN – стандартное отклонение NN-интервалов

**СИСТЕМНЫЙ АНАЛИЗ, УПРАВЛЕНИЕ
И ОБРАБОТКА ИНФОРМАЦИИ
В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ**

Часть XI

**СИСТЕМНЫЙ СИНТЕЗ ПАРАМЕТРОВ ФУНКЦИЙ ОРГАНИЗМА
ЖИТЕЛЕЙ ЮГРЫ НА БАЗЕ НЕЙРОКОМПЬЮТИНГА И ТЕОРИИ
ХАОСА-САМООРГАНИЗАЦИИ В БИОФИЗИКЕ СЛОЖНЫХ СИСТЕМ**

Под редакцией
профессора **В.М. Еськова** и профессора **А.А. Хадарцева**