

На правах рукописи



БОГАТЕНКО Татьяна Романовна

КОЛЕБАТЕЛЬНЫЕ ПРОЦЕССЫ В МАЛЫХ АНСАМБЛЯХ  
СВЯЗАННЫХ МОДЕЛЕЙ НЕЙРОНОВ

1.3.4. – Радиофизика

А в т о р е ф е р а т  
диссертации на соискание учёной степени  
кандидата физико-математических наук

Саратов — 2026

Работа выполнена на кафедре радиофизики и нелинейной динамики федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования "Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского"

**Научный руководитель:**

**Стрелкова Галина Ивановна**, доктор физико-математических наук, доцент, заведующий кафедрой радиофизики и нелинейной динамики.

**Официальные оппоненты:**

**Куркин Семен Андреевич**, доктор физико-математических наук, доцент, ФГБОУ ВО "Российский экономический университет имени Г.В. Плеханова", г. Москва, Научно-исследовательский институт прикладного искусственного интеллекта и цифровых решений, главный научный сотрудник

**Захаров Денис Геннадьевич**, кандидат физико-математических наук, ФГАОУ ВО "Национальный исследовательский университет «Высшая школа экономики»", г. Москва, Центр нейроэкономики и когнитивных исследований, ведущий научный сотрудник

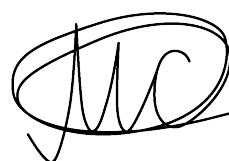
**Ведущая организация:** ФГАОУ ВО "Пермский государственный национальный исследовательский университет", г. Пермь

Защита состоится 2 октября в 14:00 на заседании диссертационного совета 24.2.392.01 на базе ФГБОУ ВО "Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского" по адресу: 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, 83, X корпус, аудитория 511.

С диссертацией можно ознакомиться в Зональной научной библиотеке имени В.А. Артисевич ФГБОУ ВО "Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского" и на сайте: <https://www.sgu.ru/research/dissertation-council/24-2-392-01/kolebatelnye-processy-v-malykh-ansamblyakh-svyazannykh>

Автореферат разослан «\_\_\_\_\_» 2026 г.

Учёный секретарь диссертационного совета, к.ф.-м.н., доцент



Слепченков  
Михаил Михайлович

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность исследуемой проблемы.** В современной науке изучение принципов функционирования сложных ансамблей является одним из тех направлений исследований, которые представляют интерес для многих научных групп по всему миру<sup>1,2</sup>. Подход, при котором различные объекты живой и неживой природы представляются в виде элементов сетей, связанных между собой, позволяет выявить некоторые особенности этих объектов, которые трудно было бы обнаружить при использовании других методик.

При этом легко заметить, что множество процессов самой различной природы организованы именно в виде сети<sup>3,4</sup>, а одной из самых очевидных живых систем, традиционно представляемых в виде сложной сети, является нервная система живого существа<sup>5</sup>. Эти динамические структуры особенно интересны своей сложностью и тем, что их совокупная функциональность во много раз превосходит возможности отдельного элемента.

Перед современной нейронаукой стоит ряд фундаментальных задач, для решения которых необходим междисциплинарный подход, комбинирующий применение методов из различных областей естественных наук. Так, например, изучение динамики групп живых нейронов является комплексной задачей физиологии, но здесь оказывается востребованным радиофизический подход к изучению колебательных процессов в моделях нейронах и состоящих из них ансамблей, которые описывают и моделируют динамику популяций нейронов. Первопроходческой радиофизической моделью, которая впервые дала подробное описание динамики напряжения и токов на мембране биологического нейрона, является система Ходжкина-Хаксли, предложенная в 1952 году физиологами Аланом Ходжкиным и Эндрю Хаксли<sup>6</sup>.

Зачастую внимание исследователей направлено на крупные ансамбли моделей нейронов, состоящие из десятков и сотен парциальных элементов<sup>7,8</sup>. Такие исследования сфокусированы на свойствах и топологии именно больших распределённых ансамблей и особенностях передачи сигналов в них, поскольку стремятся установить закономерности, в соответствии с которыми существуют и взаимодействуют крупные популяции живых клеток. Однако для более глубокого и фундаментального понимания динамики ансамблей,

---

<sup>1</sup>Watts D. J., Strogatz S. H., *Nature*, 393, 440-442, 1998;

<sup>2</sup>Maistrenko Y. et al., *Phys. Rev. E*, 89, 060901, 2014;

<sup>3</sup>Rocha L. E. C., *Chinese Journal of Aeronautics*, 30(2), 469-478, 2017;

<sup>4</sup>Arinushkin P. A., Vadivasova T. E., *Chaos Solitons & Fractals*, 152, 111343, 2021;

<sup>5</sup>He Y., Evans A., *Current Opinion in Neurology*, 23, 341-350, 2010;

<sup>6</sup>Hodgkin A. L., Huxley A. F., *J. Physiol.*, 117, 500-544, 1952;

<sup>7</sup>Goldobin D. S., Ageeva M. V., *European Physical Journal: Special Topics*, 2025;

<sup>8</sup>Pariz A. et al., *Biology*, 17(4), 1008129, 2021.

состоящих из таких сложных элементов, как нейрон (или его модель), и особенностей передачи информации в них необходимо понимать, какое влияние оказывают отдельные нейроны на своё непосредственное окружение и какие параметры могут влиять на динамику. Для выявления таких закономерностей ключевым этапом исследования является рассмотрение малых ансамблей, состоящих из небольшого количества нейронов.

Другим направлением исследований, в котором необходимы радиофизические методы анализа динамики сетей нейронов и анализа сигналов, оказывается анализ электрофизиологических данных. Например, в последнее время важным направлением исследований становится поиск возможности определения патологических состояний на основе данных электроэнцефалографии (ЭЭГ) в том числе при помощи методик машинного обучения<sup>9</sup>. При этом часто, несмотря на современные технологические достижения, регистрация таких данных сопряжена с рядом трудностей, таких как искажения сигналов из-за произвольных движений испытуемых, высокая вариация значений полученных сигналов ввиду индивидуальных особенностей добровольцев и др. Малые объёмы данных зачастую затрудняют выявление фундаментальных характеристик сигналов, а также непригодны для использования, например, в качестве обучающих и тестовых множеств методик машинного обучения, которые в настоящее время широко применяются для различных медицинских целей<sup>10</sup>. По этим причинам модели генерации электрофизиологических сигналов живых организмов являются востребованными для исследовательских целей, поскольку с их помощью можно создать достаточное количество наборов синтетических данных с интересующими характеристиками специально для использования в научных исследованиях.

Впрочем, численное моделирование крупных сетей, парциальные элементы которых описываются сложными моделями, и получение крупных объёмов данных зачастую сопряжено с рядом трудностей. Одна из них связана с требовательностью к вычислительным мощностям, которые необходимы для моделирования динамики ансамблей, включающих тысячи и миллионы элементов. Мозг современного человека представляет собой сеть из порядка  $8 \times 10^{10}$  нейронов, и для моделирования такой колоссальной по размерам и сложности сети требуются ресурсы многих лабораторий и международных научных групп<sup>11</sup>. Однако стоит обратить внимание на то, что среди всей нервной ткани человека исследователи выделяют функциональные малые сети нейронов, участвующие в регулятивных контурах<sup>12</sup>. В этом плане немаловаж-

---

<sup>9</sup>Karpov O. et al., *Scientific Reports*, 12, 11474, 2022;

<sup>10</sup>Pasculli G. et al., *CPT: pharmacometrics & systems pharmacology*, 14(5), 840–852, 2025;

<sup>11</sup>Shapson-Coe A. et al., *Science*, 384(6696), 2024;

<sup>12</sup>Шмидт Р., Тевс Г., М.: Мир, 1996.

но уделять внимание исследованию именно малых ансамблей. Помимо этого, вспомним, что в общей электрической активности головного мозга выделяются частотные полосы – ритмы<sup>13</sup>, динамика которых представляет большой исследовательский интерес<sup>14</sup>. В связи с этим возникает вопрос, существует ли возможность моделировать динамику по крайней мере отдельных ритмов при помощи малых ансамблей моделей нейронов.

**Целью диссертационной работы** являются последовательный, систематический анализ динамики малых ансамблей связанных нейронов Ходжкина-Хаксли, оценка влияния индивидуальных параметров моделей, начальных условий, внешних воздействий и топологии связи на эффекты синхронизации и формирование структур в таких ансамблях, а также поиск таких комбинаций параметров моделей и сети, при которых выходной сигнал ансамбля имеет спектральные характеристики, качественно схожие с характеристиками реальных сигналов экспериментальных записей электроэнцефалограмм (ЭЭГ).

Для достижения поставленной цели определены и сформулированы **основные задачи** диссертационной работы:

1. Выявление зависимости динамических режимов в индивидуальном нейроне Ходжкина-Хаксли от изменения управляющих параметров и начальных условий;
2. Анализ влияния внешнего периодического воздействия, топологии, характера и силы связи на эффекты вынужденной и взаимной синхронизации и процессов формирования режимов колебаний в малых сетях связанных нейронов Ходжкина-Хаксли.
3. Анализ записей электроэнцефалограмм, определение ключевых спектральных свойств сигналов нервной ткани и поиск автоматического способа определения состояния организма на основе спектральных свойств сигналов.
4. Исследование влияния топологии, характера и силы связи, а также индивидуальных параметров систем Ходжкина-Хаксли на структуру и изменения спектров мощности выходных сигналов сети.

### **Основные положения, выносимые на защиту**

1. В системе двух взаимно связанных нейронов Ходжкина-Хаксли в определённом диапазоне изменения силы связи и внешнего тока, протекающего через мембрану клетки, имеет место полная синхронизация мгновенных состояний в режиме генерации единственного импульса в случаях, когда оба нейрона являются возбудимыми осцилляторами или один из них

---

<sup>13</sup>Brazier M. A. B., *Scientific American*, 206(6), 142-155, 1962;

<sup>14</sup>Zakharov D. G. et al., *Communications in Nonlinear Science and Numerical Simulation*, 82, 105086, 2020.

находится в возбуждимом режиме, а второй – в автоколебательном. При этом, если оба нейрона находятся в автоколебательном режиме, имеет место классический сценарий синхронизации автоколебаний.

2. В замкнутом кольце трёх взаимно связанных нейронов Ходжкина-Хаксли, в цепочке трёх взаимно связанных нейронов, а также в ансамбле из семи нейронов, в котором две цепочки из трёх нейронов связаны через промежуточный элемент (хаб), также представляющий собой нейрон Ходжкина-Хаксли, при некоторых значениях силы связи и управляющих параметров системы реализуются сложные режимы квазипериодических и хаотических автоколебаний.
3. В малых ансамблях, состоящих из двух и семи связанных нейронов Ходжкина-Хаксли, топология связи и комбинация значений управляющих параметров нейронов и силы связи позволяют получить выходной сигнал, спектральный состав которого демонстрирует активность на частотах, соответствующих физиологическим ритмам.

**Научная новизна.** В данной диссертационной работе впервые подробным образом исследуется влияние силы и топологии связи, а также индивидуальных управляющих параметров нейрона Ходжкина-Хаксли на формирование динамических режимов и механизмы синхронизации и самоорганизации в малых ансамблях таких нейронов. В ходе исследования для малых ансамблей нейронов впервые были описаны некоторые динамические режимы явления, характерные для радиофизических систем. Так, было показано, что в системе двух связанных нейронов Ходжкина-Хаксли имеет место бистабильность: в зависимости от начальных условий и силы связи в ансамбле нейроны могут демонстрировать синхронные колебания в одном из двух режимов – возбуждимом и автоколебательном. Более того, явление синхронизации нейронов Ходжкина-Хаксли в возбуждимом режиме также было описано впервые.

Другим значимым оригинальным результатом является иллюстрация того, что в малых ансамблях Ходжкина-Хаксли возможна реализация таких сложных колебательных режимов, как квазипериодический и хаотический. Важно подчеркнуть, что данные режимы могут существовать в ансамблях только благодаря характеристикам самих ансамблей (индивидуальные параметры нейронов, топология и сила связи между ними), и наличие внешнего квазипериодического или хаотического воздействия не является необходимым условием их существования.

Кроме этого в диссертационной работе впервые установлена возможность сети нейронов Ходжкина-Хаксли генерировать сигналы, имеющие те же спектральные свойства, что и сигналы, произведённые живой тканью.

Было показано, что при определённых комбинациях параметров добиться нужных спектральных свойств, характерных для живой ткани, возможно даже в малых ансамблях с числом нейронов менее восьми. Кроме того, в рамках данной диссертации предлагается новый подход к анализу записей электроэнцефалограмм лабораторных животных, подвергающихся действию анестезии, и определению по полученным данным состояния анестезии. Описанный подход включает алгоритм обработки записей, анализ статистических свойств спектральных составляющих сигналов, а также способ неинвазивного определения состояния анестезии при помощи метода машинного обучения без учителя.

Работа носит фундаментальный характер, поскольку для описания нелинейной динамики моделей нейронов и верной интерпретации результатов, полученных в численных экспериментах, необходимы не только математический аппарат и представления о физиологическом строении живых нейронов, но также методы нелинейной динамики, статистической физики и радиофизики, касающиеся свойств сигналов и колебательных процессов. Так, содержание диссертационной работы соответствует паспорту специальности «1.3.4. -- Радиофизика» (п. 4). Новизна основных результатов работы подтверждается публикацией в ряде научных статей в журналах с высоким импакт-фактором, входящих в международные и российские системы цитирования Web of Science, Scopus, РИНЦ.

В работе впервые получены следующие научные результаты:

1. Показано, что два связанных нейрона Ходжкина-Хаксли могут синхронизироваться достаточно легко, находясь в возбуждимом или автоколебательном режиме, в зависимости от значений параметров системы (сила линейной электрической связи, постоянный внешний ток нейронов, начальные условия). При этом при некоторых комбинациях параметров происходит подавление одних режимов другими, например, подавление автоколебаний возбуждимым режимом. То есть, в таких системах возможно управлять режимом, в котором синхронизируются нейроны, не только за счёт изменения значений параметров нейронов, но и путем вариации силы связи между ними.
2. Внешнее периодическое воздействие на один из нейронов в системе двух связанных нейронов Ходжкина-Хаксли может индуцировать режимы квазипериодических и хаотических колебаний и их последующую взаимную синхронизацию.
3. Установлено, что в рассмотренных ансамблях трёх и семи связанных нейронов Ходжкина-Хаксли также может наблюдаться полная или частичная синхронизация. При этом нейроны могут демонстрировать ре-

жимы различной сложности: наблюдались возбудимый режим, режимы пачек спайков, режимы автоколебаний периода 1 и периода 2, а также квазипериодические и хаотические колебания.

4. Выявлено, что в ансамбле двух связанных нейронов Ходжкина-Хаксли внешнее периодическое воздействие индуцирует возникновение сложных динамических режимов, в то время как в рассмотренных ансамблях трёх и семи нейронов сложные режимы могут реализовываться самостоятельно, без влияния внешнего сложного воздействия.
5. Установлено, что при помощи малых сетей связанных нейронов Ходжкина-Хаксли возможно генерировать сигнал, спектральные характеристики которого качественно соотносятся с характеристиками экспериментальных данных ЭКоГ.
6. Показано, что при помощи метода машинного обучения без учителя K-Means по спектральным данным экспериментальных сигналов ЭКоГ возможно определить степень анестезии, в которой находится испытуемое лабораторное животное. Также были выявлены закономерности динамики пяти ритмов мозга на различных стадиях эксперимента при введении различных доз анестетика.
7. Анализ спектральных составляющих экспериментальных сигналов электрокортикограмм во времени с помощью расчёта статистических характеристик (среднего значения и дисперсии) позволяет выявить частотное распределение волн мозговой активности во время состояний бодрствования и анестезии.

**Научная и практическая значимость.** Результаты работы по исследованию колебательных процессов в малых ансамблях нейронов Ходжкина-Хаксли и влияния индивидуальных параметров нейронов, а также параметров сети на эффекты синхронизации и формирование сложных структур в сети вносят вклад в область радиофизики и нелинейной динамики. Полученные в ходе работы научные результаты носят главным образом фундаментальный характер, выявляя способы управления динамикой и эффектами синхронизации в малых ансамблях моделей нейронов. Кроме того, ключевым фундаментальным наблюдением диссертационной работы являются особенности передачи сигналов (спайков) между нейронами как элементами малых ансамблей, а также влияние топологии связи в ансамблях на форму, спектральные составляющие и другие характеристики сигналов.

Прикладная значимость диссертационной работы состоит в возможности применения полученных результатов при проектировании нейронных сетей в машинном обучении. При этом использование нейрона Ходжкина-Хаксли позволяет проводить прямые аналогии между параметрами данной

модели и аспектами живых систем, которые моделируются данными искусственными системами, поскольку при работе с ней исследователь имеет дело с реальными физическими величинами. По этой причине полученные результаты также могут быть востребованы при анализе систем живых нейронов в биологии и нейронауках. Предложенный метод анализа сигналов ЭЭГ может найти практическое применение в биомедицинских целях при определении состояния анестезии пациента в научных экспериментах или в медицинских процедурах.

В ходе выполнения диссертационной работы было создано 5 комплексов программ на языках программирования C и Matlab/Octave, при помощи которых были получены представленные результаты. Данные программы были использованы в учебном процессе при постановке курсовых и выпускных квалификационных работ бакалавров по направлению "Радиофизика" в Институте физики ФГБОУ ВО "СГУ имени Н.Г. Чернышевского".

**Достоверность полученных результатов.** Достоверность полученных в рамках диссертации результатов обеспечивается применением классических методов численного моделирования сложных нелинейных процессов в сетях осцилляторов, а также обоснованных методов спектрального, статистического и бифуркационного анализа сигналов, которые регулярно применяются в широком спектре радиофизических задач. Кроме того, в ходе работы были использованы программные комплексы, разработанные для конкретных целей и протестированные на большом классе радиофизических задач.

Согласованность описанных выводов с полученными ранее результатами других авторов в данной научной сфере также подтверждает их достоверность.

**Личный вклад.** Результаты диссертационной работы, выносимые на защиту, получены соискателем лично. Автором разработаны оригинальные программные комплексы и программы на языках C, Matlab/Octave и Python, с помощью которых проводились все численные расчеты, обработка экспериментальных данных и построение графиков. Постановка задач, планирование проведения исследований, интерпретация и обсуждение результатов, написание научных статей осуществлялись совместно с научными руководителями и соавторами опубликованных работ.

**Апробация результатов работы.** Результаты, представленные в диссертационной работе, неоднократно докладывались на всероссийских и международных конференциях и школах:

1. Международная конференция «Saratov Fall Meeting 2023», Саратов, Россия, 25–29 сентября, 2023.

2. Всероссийская конференция «BioMedSeminar», Саратов, Россия, 16–17 ноября, 2023.
3. Всероссийская конференция «Математическая весна», Нижний Новгород, Россия, 25–28 марта, 2024.
4. Всероссийская конференция «Актуальные проблемы механики», Великий Новгород, Россия, 19–21 июня, 2024.
5. Международная конференция «PhysCon» Стамбул, Турция, 9–12 сентября, 2024.
6. Всероссийская конференция «Нелинейные волны 2024», Бор, Россия, 5–11 ноября, 2024.
7. Всероссийская конференция «Нелинейные дни для молодых в Саратове», Саратов, Россия, 26–30 мая, 2025.
8. Международная конференция «Регулярная и хаотическая динамика», Сириус, Россия, 27–31 октября, 2025.

Кроме того, результаты работы неоднократно обсуждались на научных семинарах кафедры радиофизики и нелинейной динамики СГУ.

**Гранты.** Результаты диссертации получены в рамках выполнения гранта программы "Мозг" научного фонда Идея (проект № АСП-09-2021/І), а также при поддержке Российского научного фонда (проект № 23-12-00103) и в рамках Мегагранта Министерства науки и высшего образования РФ (проект № 075-15-2019-1885).

**Публикации.** По результатам диссертационной работы опубликовано 8 статей в центральных реферируемых научных журналах, входящих в системы цитирования Web of Science, Scopus, РИНЦ, рекомендованных ВАК РФ для опубликования основных научных результатов диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук. Также опубликовано 3 статьи в сборниках трудов конференций всероссийского и международного уровня. Автором получено 3 свидетельства о государственной регистрации программ для ЭВМ.

**Структура и объем работы.** Диссертация состоит из введения, трех глав, заключения и списка цитируемой литературы. Диссертационная работа содержит 111 страниц текста, включая 44 иллюстрации. Список литературы включает 138 наименований.

## СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во **Введении** определены актуальность диссертационной работы, её цели и задачи. Также сформулированы основные положения, выносимые на защиту, научная и практическая значимость, описана апробация результатов

и перечислены публикации полученных результатов на конференциях и в научных статьях. В итоге приведены сведения о структуре и объёме работы, а также краткое содержание основных разделов диссертации.

В **первой главе** диссертационной работы приводится подробное описание модели нейрона Ходжкина-Хаксли<sup>6</sup>, её известные свойства, возможные динамические режимы и влияние параметров системы на происхождение бифуркаций и качественные изменения в фазовом пространстве системы. Подчёркнуто, что ключевым управляющим параметром системы, определяющим динамический режим, является постоянный внешний ток  $I_{ext}$ : при вариации этого параметра в индивидуальном нейроне можно наблюдать режим тишины, возбудимый режим и автоколебания<sup>15</sup>.

Далее предлагается модель ансамбля связанных нейронов Ходжкина-Хаксли, в котором парциальные элементы-нейроны связаны линейной электрической связью:

$$\begin{aligned} \frac{dx_i}{dt} &= \frac{1}{C_m}(\bar{g}_K n^4(x_i - x_K) + \bar{g}_{Na} m^3 h(x_i - N_a) + \\ &+ \bar{g}_l(x_i - x_l) + I_{ext_i} + \sum_{j=0, j \neq i}^N w_{ij}(x_j - x_i)), \\ \frac{dn_i}{dt} &= \alpha_{n_i}(x_i)(1 - n_i) - \beta_{n_i}(x_i)n_i, \\ \frac{dm_i}{dt} &= \alpha_{m_i}(x_i)(1 - m_i) - \beta_{m_i}(x_i)m_i, \\ \frac{dh_i}{dt} &= \alpha_{h_i}(x_i)(1 - h_i) - \beta_{h_i}(x_i)h_i. \end{aligned} \tag{1}$$

$$W = \begin{pmatrix} w_{11} & \dots & w_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ w_{N1} & \dots & w_{NN} \end{pmatrix} \tag{2}$$

В предложенной модели в первое уравнение добавляется слагаемое, задающее связь между нейронами  $\sum w_{ij}(x_j - x_i)$ , где  $w_{ij}$  – элемент матрицы связи (2). Изменение значений элементов матрицы, а также её размер позволяют задавать различные топологии связи в ансамблях любого желаемого размера и учитывать наличие петель, вводить односторонние и двусторонние связи. В первой главе диссертационной работы исследуется ансамбль, состоящий из двух связанных нейронов ( $N = 2$ ), в котором нет петель ( $w_{11} = w_{22} = 0$ ) и два нейрона связаны взаимной симметричной связью:  $w_{12} = w_{21} = w$ .

<sup>15</sup>Rinzel J., Miller R. N., *Mathematical Biosciences*, 49, 27-59, 1980;

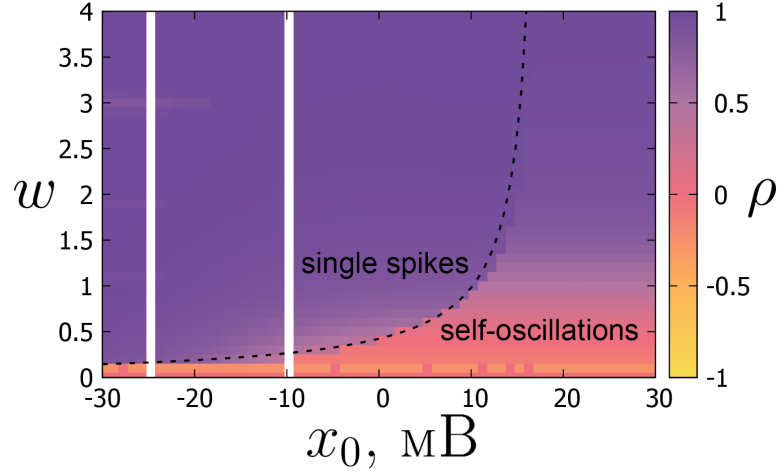


Рисунок 1 – Диаграмма коэффициента корреляции Пирсона между колебаниями двух связанных нейронов Ходжкина-Хаксли на плоскости  $(x_0, w)$ . Черная пунктирная линия разделяет области режимов. Белым цветом показаны области, в которых коэффициент корреляции невозможно вычислить. Шаг интегрирования составляет 1 мВ для начальных условий  $x_0$  и 0.1 для силы связи  $w$ . Другие параметры:  $I_{ext1} = 12 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ,  $I_{ext2} = 3 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ,  $n_{01} = n_{02} = 0.1$ ,  $m_{01} = m_{02} = 0.01$ ,  $h_{01} = h_{02} = 0.01$ .

Для оценки степени корреляции и синхронности между интересующими парами нейронов в работе применяется коэффициент корреляции Пирсона<sup>16</sup>:

$$\rho = \frac{\sum(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum(x_i - \bar{x})^2 \sum(y_i - \bar{y})^2}}. \quad (3)$$

Далее излагаются результаты исследования системы двух связанных нейронов Ходжкина-Хаксли, а именно влияния начальных условий  $x_0$ , силы связи  $w$  и внешнего тока  $I_{ext}$  на установление режимов в двух нейронах и на сценарии их синхронизации. Значения других параметров системы взяты из оригинальной работы и приняты постоянными на протяжении всех численных экспериментов, результаты которых описаны в диссертационной работе:  $C_m = 1 \mu\text{F}/\text{cm}^2$ ,  $x_K = +12 \text{ мВ}$ ,  $x_{Na} = -115 \text{ мВ}$ ,  $x_l = -10.63 \text{ мВ}$ ,  $\bar{g}_K = 36 \text{ мОм}^{-1}/\text{cm}^2$ ,  $\bar{g}_{Na} = 120 \text{ мОм}^{-1}/\text{cm}^2$  и  $\bar{g}_l = 0.3 \text{ мОм}^{-1}/\text{cm}^2$ .

Так, зафиксировав все параметры нейронов и изменяя начальные условия  $x_0$  в диапазоне  $[-30; 30]$  мВ и значение силы связи  $w$  в диапазоне  $[0; 4]$ , построили карту коэффициента корреляции Пирсона на плоскости  $(x_0, w)$  (рис. 1). В данной серии численных экспериментов один нейрон находился в автоколебательном режиме ( $I_{ext1} = 12 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ), а второй – в возбудимом ( $I_{ext2} = 3 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ). Из карты видно, что при отрицательных значениях начального напряжения  $x_0$  нейроны достигают полной синхронизации быстро в терминах значения силы связи  $w$ , а далее с ростом значения  $x_0$  увеличива-

<sup>16</sup>Pearson K., *Philos Trans R Soc Lond Ser A*, 187, 253-318, 1896.

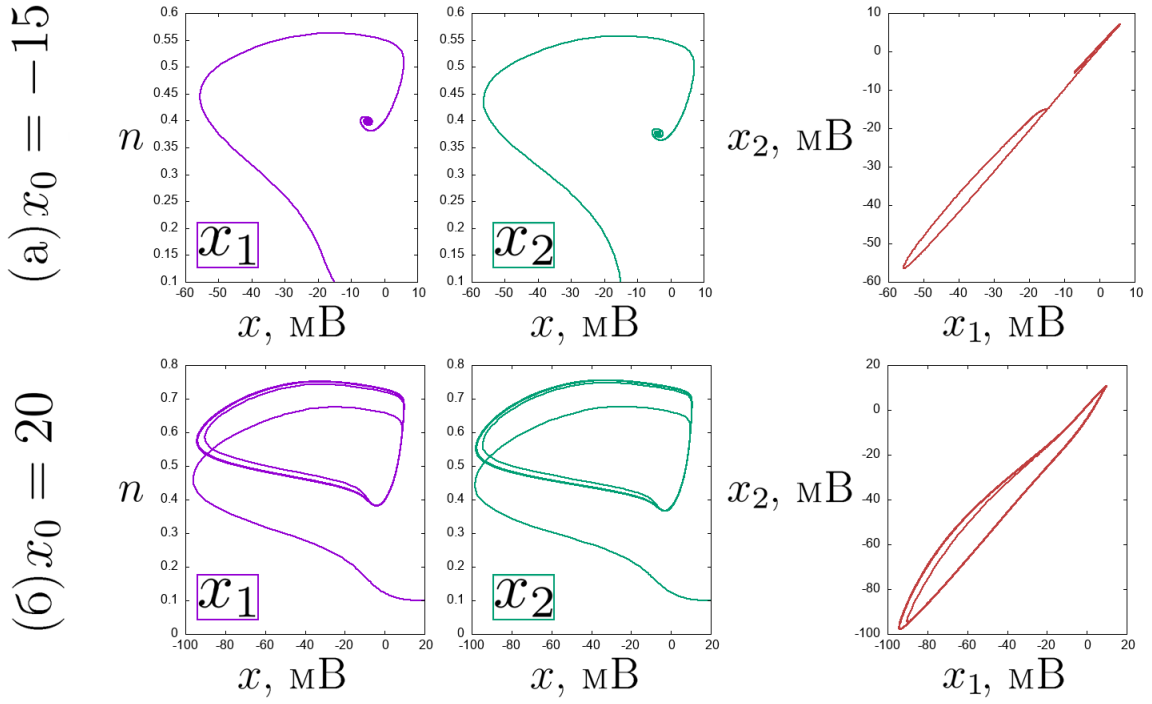


Рисунок 2 – Проекция фазовых портретов на плоскости  $(x, n)$  и перекрёстные портреты на плоскости  $(x_1, x_2)$  при силе связи  $w = 2.0$  для нескольких значений начальных условий  $x_0$ : (а)  $x_0 = -15$ , (б)  $x_0 = 20$ . Другие параметры:  $I_{ext1} = 12 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ,  $I_{ext2} = 3 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ,  $n_{01} = n_{02} = 0.1$ ,  $m_{01} = m_{02} = 0.01$ ,  $h_{01} = h_{02} = 0.01$ .

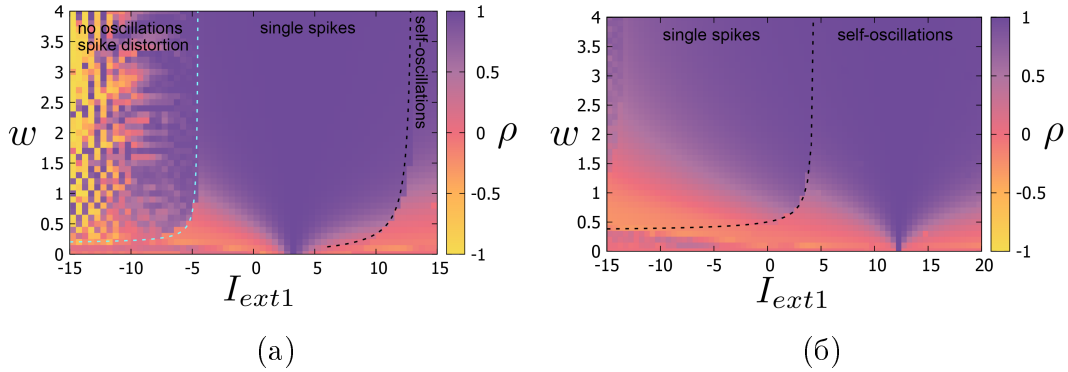


Рисунок 3 – Диаграммы коэффициента корреляции Пирсона между колебаниями двух связанных нейронов Ходжкина-Хаксли на плоскости  $(I_{ext1}, w)$  при  $I_{ext2} = 3 \mu\text{A}/\text{cm}^2$  (а) и  $I_{ext2} = 12 \mu\text{A}/\text{cm}^2$  (б). Черная и голубая пунктирные линии разделяют области режимов. Шаг интегрирования составляет  $0.5 \mu\text{A}/\text{cm}^2$  для внешнего тока  $I_{ext1}$  и  $0.1$  для силы связи  $w$ . Другие параметры:  $x_{01} = x_{02} = 10$ ,  $n_{01} = n_{02} = 0.1$ ,  $m_{01} = m_{02} = 0.01$ ,  $h_{01} = h_{02} = 0.01$ .

ется и значение силы связи  $w$ , при которой может быть достигнута полная синхронизация. Кроме того, важно отметить, что в рамках рассмотренной плоскости нейроны могут синхронизоваться в одном из двух динамических режимов: в возбудимом режиме или в режиме автоколебаний. Из карты видно, что при меньших значениях начального напряжения и более сильной свя-

зи возбудимый режим подавляет автоколебательный, тогда как при больших значениях начального напряжения и более слабой связи возникает обратная ситуация, и автоколебания подавляют возбудимый режим. Таким образом, в системе наблюдается бистабильность, индуцированная связью, и была показана возможность нейронов синхронизоваться не только в автоколебательном, но и в возбудимом режиме. Перекрестные портреты динамики системы на плоскости  $(x_1, x_2)$  (рис. 2) иллюстрируют качественное отличие портретов для возбудимого и автоколебательного режимов: перекрестный портрет для возбудимого режима (рис. 2,а) представляет собой незамкнутую фигуру в отличие от портрета для автоколебаний (рис. 2,б), который является замкнутым.

На следующем этапе работы при фиксированных начальных условиях  $x_{01} = x_{02} = 10$  мВ двух нейронов была проведена оценка влияния силы связи  $w$  и внешнего тока  $I_{ext}$  нейронов на их взаимодействие. Значение силы связи  $w$  варьировалось в диапазоне  $[0;4]$ , а значение тока  $I_{ext1}$  – в диапазоне  $[-15;20]$   $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ . Реализовали две серии численных экспериментов для двух значений  $I_{ext2}$ : 3 и 12  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ , поскольку такие значения обеспечивают два различных динамических режима в индивидуальном нейроне, и построили соответствующие карты корреляции (рис.3). На картах хорошо заметны области (“клювы”) синхронизации и выделены (пунктиром) три области динамических режимов, в которых нейроны могут быть синхронны: режим тишины, возбудимый и автоколебательный.

Кроме того, был проведен численный анализ динамики системы в случае, когда внешний ток имеет переменную гармоническую составляющую. Для этого в первое уравнение системы (1) ввели слагаемое, задающее переменную составляющую, так, чтобы её влиянию подвергался только первый нейрон, а второй получал только постоянный ток:

$$\begin{cases} p = a \times \sin(2\pi ft), i = 1; \\ p = 0, i = 2. \end{cases} \quad (4)$$

При постоянной амплитуде гармонической составляющей  $a$  и при изменении её частоты  $f$  в диапазоне  $[0;0.5]$  кГц и силы связи  $w$  в диапазоне  $[0;3]$  было исследовано влияние этих двух параметров на формирование режимов в системе и на процесс синхронизации. Постоянная составляющая второго нейрона была также принята постоянной  $I_{ext2} = 12\mu\text{A}/\text{cm}^2$ , что соответствует режиму автоколебаний в индивидуальном нейроне, а постоянная составляющая первого нейрона  $I_{ext1}$  принималась равной одному из трёх значений: 3, 7 и 12  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ . Так, для трёх значений постоянного тока первого нейрона были построены карты корреляции (рис. 4, верхний ряд) и карты режимов (рис.

4, нижний ряд). На основе полученных данных можно сделать вывод о том, что наличие гармонической составляющей внешнего тока индуцирует появление сложных колебательных режимов в системе двух связанных нейронов, а именно квазипериодического и хаотического. При этом нейроны могут синхронизоваться достаточно быстро по силе связи  $w$ , на картах корреляции можно видеть "клювы" синхронизации на основной и кратных гармониках, а расположения областей регулярной и сложной динамики коррелируют с расположениями "клювов".

**Вторая глава** диссертационной работы посвящена изучению динамики ансамблей нейронов Ходжкина-Хаксли, состоящих из большого количества элементов. Схемы соответствующих ансамблей, которые иллюстрируют топологию связи, показаны на рисунке 5.

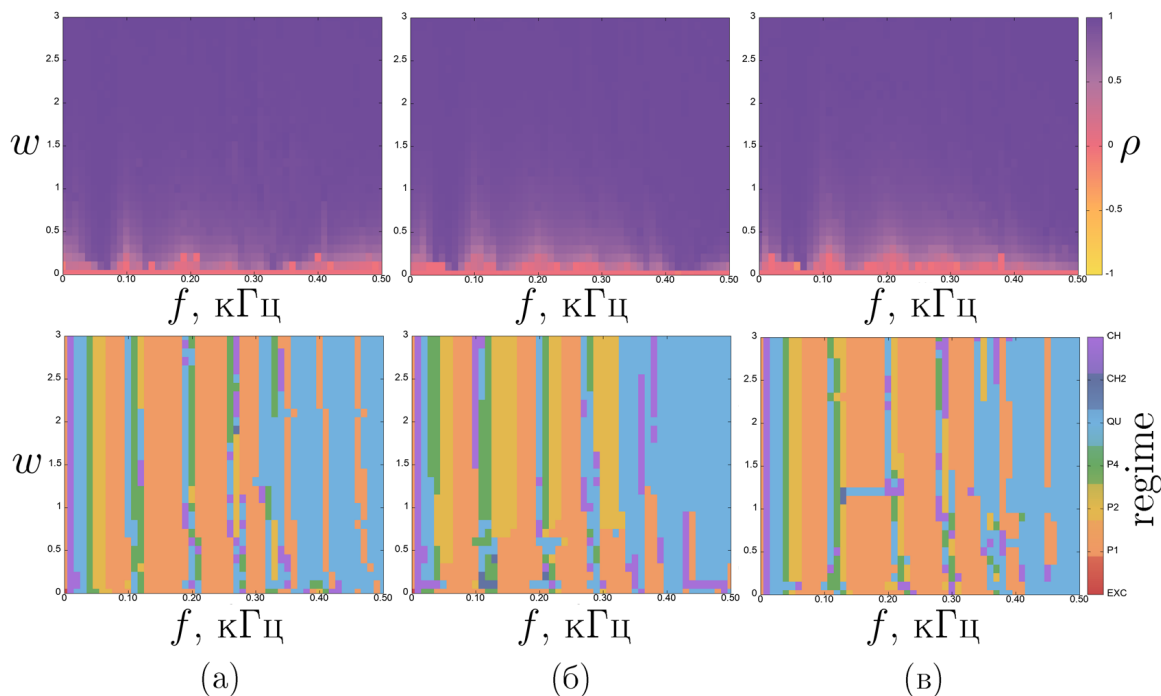


Рисунок 4 – Карты корреляции коэффициента Пирсона на плоскости  $(f, w)$  (верхний ряд) и карты режимов (нижний ряд) двух связанных нейронов Ходжкина-Хаксли с периодическим воздействием для трех значений внешнего тока:  $I_{ext1} = 3 \mu\text{A}/\text{cm}^2$  (а),  $I_{ext1} = 7 \mu\text{A}/\text{cm}^2$  (б),  $I_{ext1} = 10 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ , (в). Обозначения цветов: красный — возбудимый режим (EXC), оранжевый — колебания периода 1 (P1), жёлтый — колебания периода 2 (P2), зелёный — колебания периода 4 (P4), голубой — квазипериодический режим (QUA), тёмно-синий — хаос в форме двухленточного аттрактора (CH2), фиолетовый — развитый хаос (CH). Другие параметры:  $I_{ext2} = 12 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ,  $a = 20$ ,  $x_{01} = x_{02} = 10$ ,  $n_{01} = n_{02} = 0.1$ ,  $m_{01} = m_{02} = 0.01$ ,  $h_{01} = h_{02} = 0.01$ .

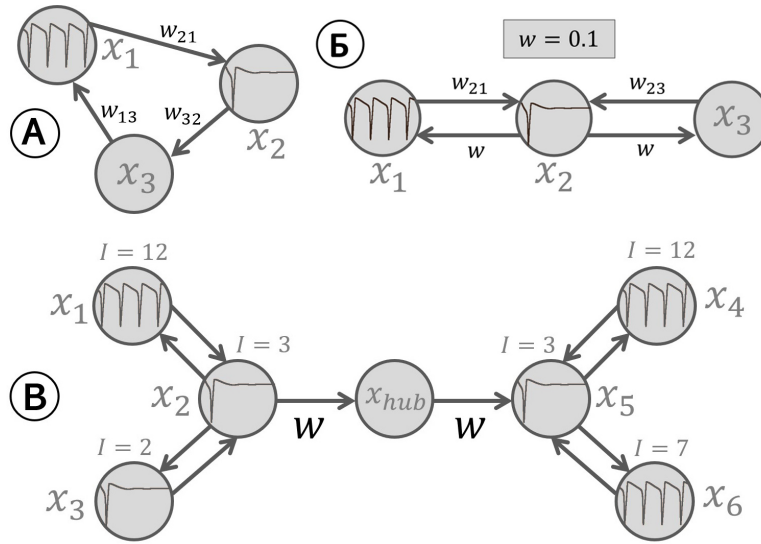


Рисунок 5 – Схемы рассматриваемых во второй главе ансамблей нейронов Ходжкина-Хаксли.

В первом разделе главы рассматриваются кольцо и цепочка, состоящие из трёх связанных нейронов ( $N = 3$ ), в которых также нет петель ( $w_{ij} = 0, i = j, i, j \in N$ , (2)).

В кольце нейронов, связанных однонаправленно (рис. 5, схема А), начальные условия всех нейронов, а также управляющие параметры двух нейронов приняты постоянными ( $I_{ext1} = 12 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ,  $I_{ext2} = 3 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ). Была проведена серия численных экспериментов, в которой управляющий параметр третьего нейрона  $I_{ext3}$  и значение силы связи  $w_{12} = w_{23} = w_{31} = w$  варьировались в диапазонах  $[-15;15]$  и  $[0;4]$  соответственно. По полученным данным были построены карты коэффициента корреляции Пирсона (рис. 6), из которых видно, что нейроны могут попарно синхронизироваться в одном из двух режимов: автоколебательный и возбудимый.

Аналогичная работа с той же вариацией значений параметров  $I_{ext3}$  и  $w$  была проведена и для цепочки взаимно связанных нейронов (рис. 5, схема Б), были построены карты коэффициента корреляции Пирсона (рис. 7). Выявлено, что в этом случае коэффициент корреляции не чувствителен к режиму колебаний нейронов и на картах нет соответствующих границ, разделяющих области режимов. Однако коэффициент Пирсона позволяет обнаружить задержку, которая возникает в нейронах при передаче сигнала от одного к другому.

Также во второй главе рассматривается ансамбль, состоящий из семи нейронов (рис. 5, схема В). В нём две цепочки из трёх нейронов однонаправленно соединены через нейрон-хаб так, что сигнал от первого слоя трёх нейронов передаётся на второй слой. При этом влияние нейрона-хаба на сигнал,

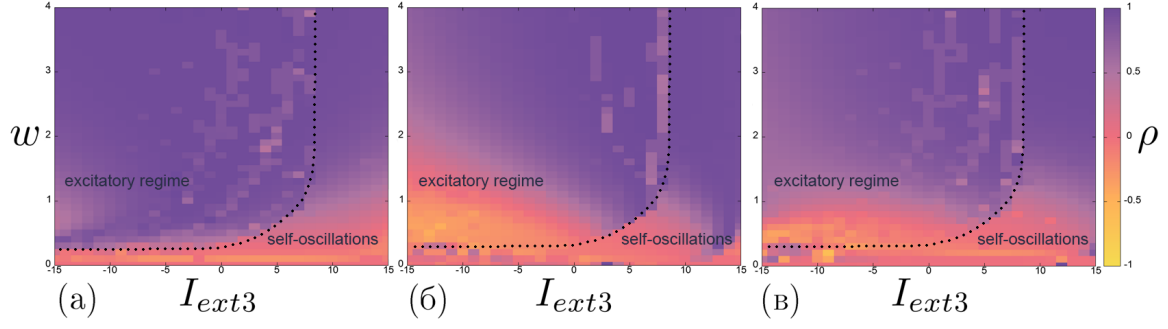


Рисунок 6 – Карты коэффициента корреляции Пирсона между нейронами  $x_1$  и  $x_2$  (а), нейронами  $x_2$  и  $x_3$  (б), и нейронами  $x_1$  и  $x_3$  (в) в кольце трёх связанных моделей нейронов Ходжкина-Хаксли при вариации силы связи  $w$  и тока третьего нейрона  $I_{ext3}$ . Чёрные пунктирные линии показывают границы областей режимов. Другие параметры и начальные условия:  $I_{ext1} = 12 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ,  $I_{ext2} = 3 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ,  $x_{01} = x_{02} = x_{03} = 10$ ,  $n_{01} = n_{02} = n_{03} = 0.1$ ,  $m_{01} = m_{02} = m_{03} = 0.01$ ,  $h_{01} = h_{02} = h_{03} = 0.01$ .

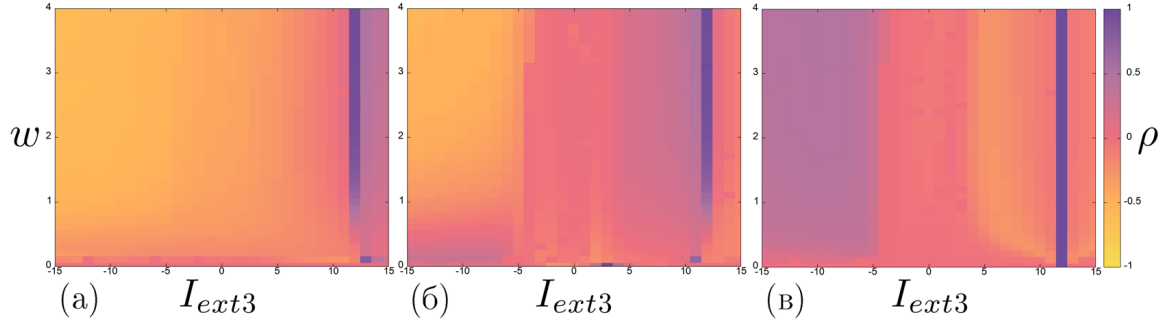


Рисунок 7 – Карты коэффициента корреляции Пирсона между нейронами  $x_1$  и  $x_2$  (а), нейронами  $x_2$  и  $x_3$  (б), и нейронами  $x_1$  и  $x_3$  (в) в цепочке трёх связанных моделей нейронов Ходжкина-Хаксли при вариации силы связи  $w$  и тока третьего нейрона  $I_{ext3}$ . Другие параметры и начальные условия:  $I_{ext1} = 12 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ,  $I_{ext2} = 3 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ,  $x_{01} = x_{02} = x_{03} = 10$ ,  $n_{01} = n_{02} = n_{03} = 0.1$ ,  $m_{01} = m_{02} = m_{03} = 0.01$ ,  $h_{01} = h_{02} = h_{03} = 0.01$ .

передающийся на второй слой, а также на режим, который устанавливается во второй цепочке, представляет большой интерес.

В серии численных экспериментов управляющие параметры нейронов двух слоёв, значения сил связи в них и начальные условия всех нейронов системы были приняты постоянными так, что нейроны первого слоя оказывались синхронны в возбуждимом режиме. В свою очередь, постоянный ток нейрона-хаба  $I_{hub}$  и сила  $w$ , с которой он связан с двумя слоями, изменялись. При вариации значений постоянного тока нейрона-хаба в диапазоне  $[-5;15] \mu\text{A}/\text{cm}^2$  и силы связи  $w$  в диапазоне  $[0;3]$ , был осуществлен численный анализ влияния этих параметров на динамические режимы в системе и построены

карты режимов нейрона-хаба (рис. 8) и каждого нейрона второго слоя (рис. 9). Полученные результаты показывают, что при данной комбинации параметров нейрон-хаб может находиться в одном из трёх режимов: возбудимый, режим генерации пачки спайков и автоколебания периода 1. При этом, как можно видеть из карты (рис. 8), возбудимый режим в нейроне-хабе преобладает и реализуется в результате явления вынужденной синхронизации под действием сигнала, поступающего с нейронов первого слоя.

Из иллюстраций на рис. 9 видно, что карты режимов нейронов имеют сложную структуру и нейроны могут демонстрировать большое разнообразие простых и сложных режимов: колебания периодов 1 и 2, режим пачек спайков (bursts), квазипериодические и хаотические колебания.

Полученные результаты численного анализа позволяют заключить, что в ансамблях нейронов, которые состоят из трёх и семи элементов, сложные колебательные режимы могут устанавливаться в отсутствие внешних воздействий, таких как, например, последовательности импульсов, гармонические колебания или шум. В таких ансамблях именно топология и значения силы связи приводят к возникновению разнообразных колебательных режимов.

**Третья глава** диссертационной работы посвящена анализу данных электроэнцефалограмм (ЭЭГ) лабораторных крыс и сравнению спектральных свойств настоящих сигналов и данных, полученных в ходе численных экспериментов. Кроме того, в работе предложен неинвазивный метод определения степени анестезии, в которой находится лабораторное животное, при помощи метода машинного обучения без учителя K-Means.

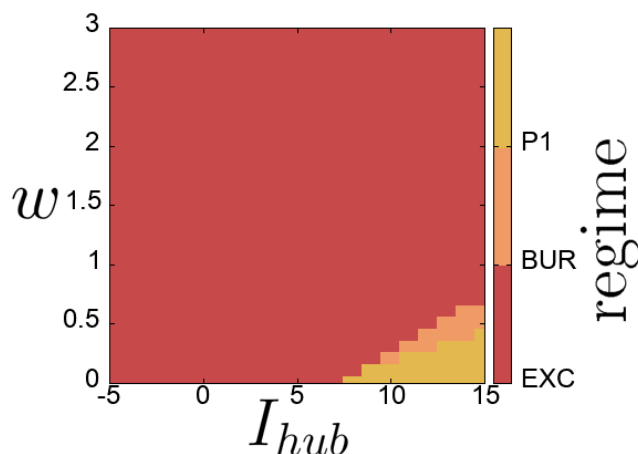


Рисунок 8 – Карта режимов нейрона-хаба в ансамбле семи связанных нейронов Ходжкина-Хаксли на плоскости параметров  $(I_{hub}, w)$ . Другие параметры:  $w_{21} = w_{23} = 0.1$ ,  $w_{12} = w_{32} = 2.5$ ,  $w_{54} = w_{56} = 0.1$ ,  $w_{45} = w_{65} = 0.3$ ;  $I_{ext1} = 12$ ,  $I_{ext2} = 3$ ,  $I_{ext3} = 2$ ,  $I_{ext4} = 12$ ,  $I_{ext5} = 3$ ,  $I_{ext6} = 7 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ .

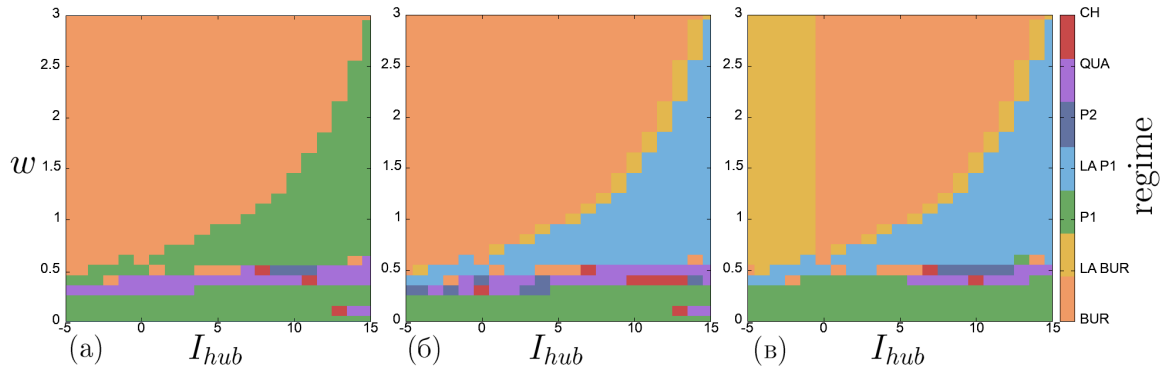


Рисунок 9 – Карты режимов нейронов второго слоя в ансамбле семи связанных нейронов Ходжкина-Хаксли на плоскости параметров ( $I_{hub}$ ,  $w$ ): нейрон  $x_4$  (а),  $x_5$  (б) и  $x_6$  (в). Другие параметры:  $w_{21} = w_{23} = 0.1$ ,  $w_{12} = w_{32} = 2.5$ ,  $w_{54} = w_{56} = 0.1$ ,  $w_{45} = w_{65} = 0.3$ ;  $I_{ext1} = 12$ ,  $I_{ext2} = 3$ ,  $I_{ext3} = 2$ ,  $I_{ext4} = 12$ ,  $I_{ext5} = 3$ ,  $I_{ext6} = 7 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ .

В работе использовались двухканальные записи ЭЭГ с частотой дискретизации 2 кГц двух групп взрослых крыс-самцов разновидности Вистар по 7 животных в каждой<sup>17</sup>. Животные одной группы испытывали медикаментозную анестезию, а животные другой группы подвергались воздействию газового наркоза (изофлюран). Каждое животное последовательно проходило три стадии: 1) нормальное состояние без анестетика; 2) анестезия общей концентрацией изофлурана (1%) или препарата; 3) анестезия летальной дозой изофлурана (4%) или препарата. Исходные данные представлены в виде временных рядов.

Каждый временной ряд был нормирован следующим образом:

$$x_{norm} = \frac{x_i - \bar{x}}{\sigma(x)}, \quad (5)$$

где  $x_{norm}$  — это нормированный временной ряд,  $x_i$  — это индивидуальный элемент изначального временного ряда,  $\bar{x}$  — это среднее значение ряда, а  $\sigma(x)$  — это стандартное отклонение ряда. Далее каждая нормированная запись была разделена на набор более коротких записей по 120 секунд каждая. Для каждой 120-секундной части рассчитывались спектры мощности методом быстрого преобразования Фурье (БПФ). Далее в каждом спектре были выделены пять диапазонов частот для пяти характерных ритмов головного мозга: тета (0–4 Гц), дельта (4–8 Гц), альфа (8–14 Гц), бета (14–40 Гц) и гамма (40–100 Гц). Затем для каждого диапазона рассчитывалась безразмерная энергия путем суммирования всех значений спектра мощности в пределах диапазона. Таким образом, все данные были представлены в виде временных

<sup>17</sup>Semyachkina-Glushkovskaya O. V et al., *Computational and Structural Biotechnology Journal*, 21, 758-768, 2023.

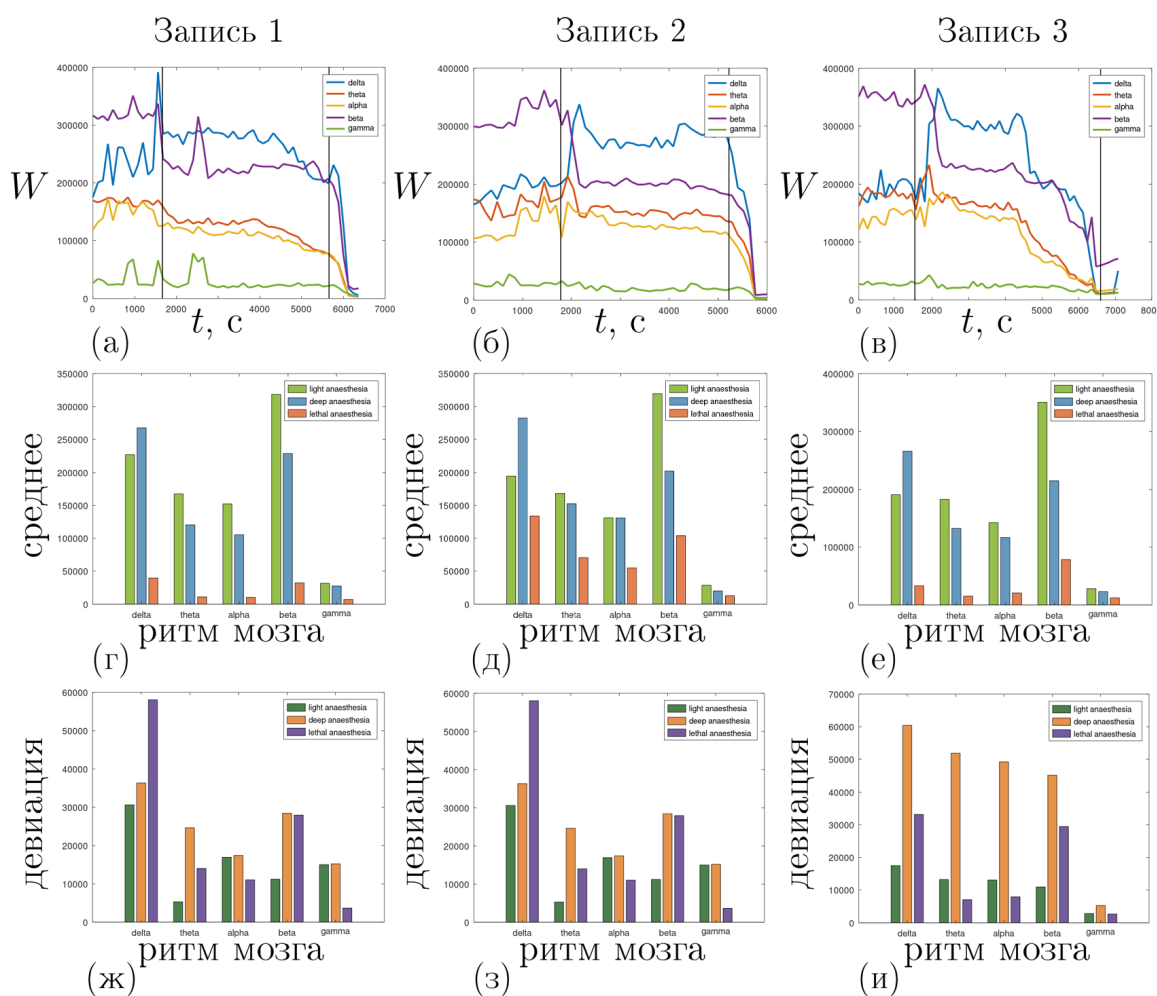


Рисунок 10 – Энергии мозговых волн для трех различных записей ЭЭГ (первая строка) и сравнение средних значений спектров мощности (вторая строка) и стандартных отклонений (третья строка) для каждой мозговой волны по трем записям. Во временных реализациях энергии мозговых волн (первая строка) цвет означает тип мозговой волны: дельта (синий), тета (оранжевый), альфа (желтый), бета (фиолетовый) и гамма (зеленый). На диаграммах средних значений цвет обозначает стадию анестезии: нормальное состояние (зеленый), нормальная анестезия (синий) и летальная анестезия (оранжевый). Аналогично на диаграммах стандартного отклонения: нормальное состояние (зеленый), нормальная анестезия (оранжевый) и летальная анестезия (фиолетовый).

рядов, которые показывают интенсивность каждого ритма. Такой подход позволяет следить за изменением динамики ритмов при изменении концентрации анестетика в любой момент времени эксперимента.

На первом этапе работы проведена классификация данных ЭЭГ в соответствии со степенью анестезии, которой подвергались лабораторные крысы. Алгоритм K-Means – это метод машинного обучения без учителя, который используется для разделения набора данных на несколько кластеров в соответствии с особенностями, которые для них характерны. В данной работе

выполнялась классификация по кластерам, соответствующим состоянию анестезии: нормальное состояние, нормальная анестезия, летальная анестезия. В ходе работы выяснили, что алгоритм K-Means может успешно справиться с задачей классификации на рассмотренном наборе данных, хотя результат зависит от качества записи.

Далее был осуществлен подробный анализ поведения ритмов мозга в ходе эксперимента. Были рассчитаны среднее значение и девиация мощности каждого ритма (рис. 10). Изучение динамики показало, что полученные данные качественно согласуются между собой для рассматриваемых записей ЭЭГ, а также коррелируют с известной на момент публикации информацией о динамике и роли ритмов.

В итоге было проведено сравнение характеристик сигналов ЭЭГ и некоторых сигналов рассмотренных ансамблей нейронов Ходжкина-Хаксли. В целях сравнения использовались сигналы ансамблей, имеющие сложную динамику близкую к хаотичной, поскольку колебательные процессы в мозге живого существа в нормальном состоянии носят характер переходного процесса<sup>18</sup>.

На рисунке 11 приведён один из примеров сложного колебательного режима, который реализуется в одном из нейронов ансамбля семи связанных нейронов. Для временной реализации  $x(t)$  была рассчитана периодограмма по методу Уэлча, и на рисунке она изображена в двух частотных диапазонах: в полном  $[0;1.0]$  кГц и в диапазоне, соответствующем полосам ритмов –  $[0;0.1]$  кГц. Спектр данного сигнала сплошной, и в нём можно выделить интересные полосы частот, которые соотносятся с полосами конкретных ритмов. Так, в периодограмме данного сигнала можно видеть преобладающую тета-полосу, а также активные составляющие бета- и гамма-частот.

Таким образом, в результате проведенных исследований и сравнительного анализа установлено, что с помощью численного моделирования малого ансамбля нейронов Ходжкина-Хаксли возможно получить синтетический сигнал активности моделей нейронов, имеющий спектральные характеристики, сопоставимые с характеристиками экспериментальных сигналов ЭЭГ.

В **Заключении** подведены итоги диссертационной работы, сформулированы **основные результаты и выводы**:

1. Показано, что в ансамбле двух связанных нейрона Ходжкина-Хаксли при большинстве значений параметров связи, токов постоянного внешнего воздействия и начальных условий нейроны могут синхронизироваться достаточно легко, находясь в возбуждимом или автоколебательном режиме в зависимости от значений параметров и начальных условий.

---

<sup>18</sup>Haken H., Springer, Berlin, 2013.

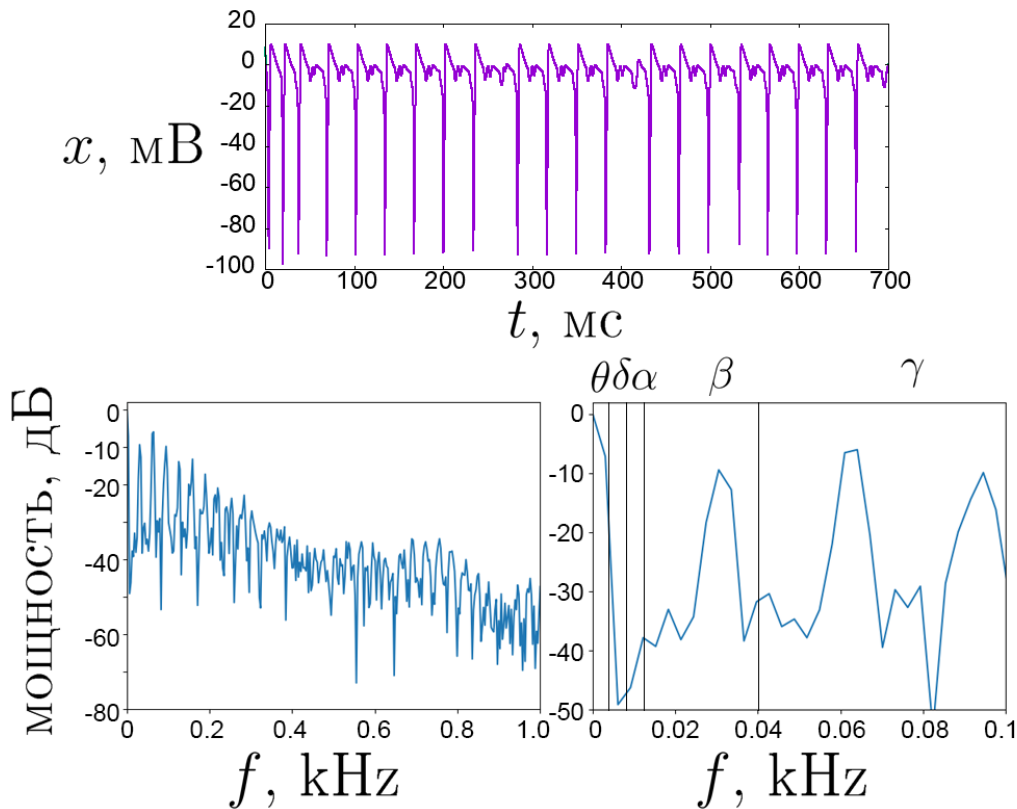


Рисунок 11 – Пример типичной реализации хаотических колебаний в нейроне  $x_5$  ансамбля семи связанных нейронов Ходжкина-Хаксли. Фиолетовым – временная реализация  $x(t)$ , синим – периодограммы в диапазоне  $[0:1000]$  Гц и в диапазоне  $[0:100]$  Гц с выделенными полосами частот.

При этом при разных комбинациях параметров происходит подавление одних режимов другими, что делает возможным синхронизацию двух нейронов как в автоколебательном режиме, так и в возбуждимом.

2. Установлено, что в рассмотренных ансамблях трёх и семи связанных моделей нейронов также может наблюдаться полная или частичная синхронизация. При этом нейроны могут демонстрировать режимы различной сложности: наблюдались возбуждимый режим, режимы пачек спайков, режимы автоколебаний периода 1 и периода 2, а также квазипериодические и хаотические колебания.
3. Выявлено, что в ансамбле двух связанных моделей нейронов внешнее периодическое воздействие индуцирует возникновение сложных динамических режимов, в то время как в рассмотренных ансамблях трёх и семи моделей нейронов сложные режимы могут реализовываться самостоятельно, без влияния внешнего сложного воздействия, только за счёт внутренней топологии ансамблей, значений параметров парциальных элементов и величин силы связи между ними.

4. Показано, что при помощи метода машинного обучения без учителя K-Means по спектральным данным экспериментальных сигналов ЭЭГ возможно определить степень анестезии, в которой находится испытуемое лабораторное животное. Также были выявлены закономерности динамики пяти ритмов мозга на различных стадиях эксперимента при введении различных доз анестетика.
5. Установлено, что при помощи малых сетей связанных нейронов Ходжкина-Хаксли возможно генерировать сигнал, спектральные характеристики которого качественно соотносятся с характеристиками экспериментальных данных ЭЭГ.

### Публикации по теме диссертации

1. **T. R. Bogatenko**, K. S. Sergeev, G. I. Strelkova. Signal propagation in small networks of Hodgkin-Huxley neurons // *Frontiers in Network Physiology*. – 2025. – V. 5. – no. 1729999. (Scopus, Web of Science, Q2)
2. **T. R. Bogatenko**, K. S. Sergeev, G. I. Strelkova. The role of coupling and external current in two coupled Hodgkin-Huxley neurons // *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*. – 2025. – V. 35. – iss. 2. – no. 023149. (Scopus, Web of Science, Q2, УБС1)
3. **T. R. Bogatenko**, K. S. Sergeev, G. I. Strelkova. Application of machine learning and statistics to anaesthesia detection from EEG data // *Izvestiya of Saratov University. Physics*. – 2024. – V. 24. – iss. 3. – p. 209-215. (Scopus, Q4, УБС2)
4. **T. R. Bogatenko**, K. S. Sergeev, A. S. Slepnev, J. Kurths, N. I. Semenova. Symbiosis of an artificial neural network and models of biological neurons: Training and testing // *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*. – 2023. – V. 33. – iss. 7. – no. 073122. (Scopus, Web of Science, Q2, УБС1)
5. E. V. Rybalova, **T. R. Bogatenko**, A. V. Bukh, T. E. Vadivasova. The role of coupling, noise and harmonic impact in oscillatory activity of an excitable FitzHugh-Nagumo oscillator network // *Izvestiya of Saratov University. Physics*. – 2023. – V. 23. – iss. 4. – p. 294-306. (Scopus, Q4, УБС2)
6. **T. R. Bogatenko**, A. V. Bukh, G. I. Strelkova. Peculiarities of Synchronization in a Two-Layer Network of Chaotic Maps with Inhomogeneous Interlayer Coupling // *Nelineinaya Dinamika*. – 2021. – V. 17. – iss. 1. – p. 103-117. (Scopus, Web of Science, Q3, УБС2)
7. **T. R. Bogatenko**, A. V. Bukh, V. S. Anishchenko, G. I. Strelkova. Synchronization Effects in a Two-Layer Network of Nonlocally Coupled Chaotic Maps with Dissipative and Inertial Intercoupling // *Izvestiya of Saratov University. Physics*. – 2020. – V. 20. – iss. 1. – p. 42-54. (Scopus, Q4, УБС2)
8. **T. R. Bogatenko**, V. V. Semenov. Coherence resonance in an excitable potential well // *Physics Letters A*. – 2018. – V. 382. – iss. 37. – p. 2645-2649. (Scopus, Web of Science, Q2)
9. **Т. Р. Богатенко**, К. С. Сергеев, А. В. Слепнев, Г. И. Стрелкова, Н. И. Семенова. Особенности внедрения, обучения и функционирования искусственной нейронной сети, состоящей из моделей биологических нейронов // *Нелинейные дни в Саратове для молодых - 2023: материалы XXX Всероссийской научной конференции*. – 2023. – № 17. – С. 85-86.

10. **Т. Р. Богатенко**, А. В. Бух, Г. И. Стрелкова. Sparse coupling impact on the synchronization degree in networks of logistic maps // Материалы научной конференции молодых ученых "Представляем научные достижения миру. Естественные науки" – 2022. – № 12. – С. 42-51.
11. **Т. Р. Богатенко**, А. В. Бух, Г. И. Стрелкова. Особенности синхронизации в двуслойной сети нелокально связанных логистических отображений в условиях разреженной межслойной связи // Материалы конференции "Нелинейные дни в Саратове для молодых". – 2021. – № 29. – С. 16-17.
12. **Т. Р. Богатенко**, К. С. Сергеев, Г. И. Стрелкова. Программный комплекс для исследования динамики двух связанных моделей нейронов Ходжкина-Хаксли // № RU 2025667699. – 2025.
13. **Т. Р. Богатенко**, К. С. Сергеев, Г. И. Стрелкова. Программа для спектрального анализа данных ЭКоГ и распознавания по ним степени анестезии // № RU 2025667701. – 2025.
14. Г. И. Стрелкова, А. В. Бух, **Т. Р. Богатенко**. Анализ пространственно-временной динамики ансамблей дискретных систем при наличии дефектов связи между элементами // № RU 2021660210. – 2021.