

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«КУБАНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

Арделян Александр Николаевич

**ВЫЯВЛЕНИЕ АКТИВНОСТИ БЛУЖДАЮЩЕГО НЕРВА, СВЯЗАННОЙ С
СЕРДЕЧНЫМ РИТМОМ, В ВЫСОКОЧАСТОТНОМ ЭЛЕКТРИЧЕСКОМ
ПОЛЕ**

03.03.01 – физиология

ДИССЕРТАЦИЯ

на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
заслуженный деятель
науки России,
доктор медицинских наук,
профессор В.М. Покровский

Краснодар – 2018

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение	5
Глава 1. Обзор литературы. Методы регистрации эфферентного сердечного сигнала в блуждающем нерве	11
1.1 Представления о формировании ритма сердца в целостном организме	11
1.1.1 Общие сведения о концепции иерархической организации ритмогенеза сердца в целостном организме	11
1.1.2 Хронология экспериментов и фактов, являющихся основой концепции иерархической организации ритмогенеза сердца в целостном организме	12
1.1.2.1 Вагусно-сердечная синхронизация, ее надежность и общебиологический характер.....	12
1.1.2.2 Сердечно-дыхательный синхронизм и опыты с термотахипноэ	14
1.1.2.3 Регистрация электрической активности синоатриального узла в остром и хроническом эксперименте	15
1.1.2.4 Опыты с «функциональной» перерезкой блуждающего нерва	16
1.2 Эфферентный сигнал, идущий по блуждающему нерву к сердцу: сложность выполнения поставленной задачи.	17
1.2.1 Гистологические данные о волоконном составе блуждающего нерва кошки	17
1.2.2 Методика «разволокнения»	18
1.2.3 Методика «выкапливания»	20
1.2.4 «Щеточная» методика регистрации нервного сигнала	21
1.2.5 Метод оптического потенциала	21
1.3 Высокочастотное электрическое поле: история развития, современные возможности и правомочность использования для выявления эфферентного сердечного сигнала в блуждающем нерве	22
1.3.1 Высокочастотное электрическое поле: от Лихтенберга до наших дней.	22

1.3.2 Возможные механизмы наблюдаемого свечения биологических объектов в высокочастотном поле	27
1.3.3 Факты, послужившие основой для проведения работы по выявлению эфферентного сигнала блуждающего нерва, связанного с сердечным ритмом	31
Глава 2. Материалы и методы исследования	38
2.1. Общие сведения о наблюдениях	38
2.2. Методика оперативного доступа к блуждающему нерву кошки	38
2.3. Визуализация процессов возбуждения в блуждающем нерве в высокочастотном электрическом поле	41
2.4. Методика статистической обработки полученных результатов	43
Глава 3. Очаги свечения в шейном отделе блуждающего нерва наркотизированной кошки	44
Глава 4. Очаги свечения в шейном отделе блуждающего нерва наркотизированной кошки при стимуляции блуждающего нерва, сопровождающейся развитием брадикардии.....	54
Глава 5. Очаги свечения в шейном отделе блуждающего нерва наркотизированной кошки при стимуляции блуждающего нерва, сопровождающейся развитием управляемой брадикардии	62
Заключение	70
Выводы	78
Практические рекомендации	79

Список сокращений	80
Список литературы	81
Список иллюстративного материала	92
Приложения	97
Приложение А. Результаты статистической обработки	98
Приложение Б. Акт об использовании предложения.....	99
Приложение В. Акт об использовании предложения	100
Приложение Г. Список работ, опубликованных по теме диссертации	101

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Изучение механизмов регуляции деятельности сердца представляет огромный фундаментальный и практический интерес, поскольку их наиболее полное раскрытие и понимание позволит эффективнее бороться с самой распространенной в плане заболеваемости проблемой – патологией сердечно-сосудистой системы. Длительное время общепринятым считался факт, согласно которому источником возбуждения сердца являются автоматогенные структуры, заложенные в нем самом, а экстракардиальная нервная система оказывает на него корректирующие влияния.

В то же время ряд полученных фактов не согласуется с классическими представлениями о влиянии блуждающего нерва на сердце. Эти факты были представлены в работах А.А. Зубкова (1936), Н. Suga, М. Oshima (1968), J.V. Reid (1969), М.N. Levy et al. (1969), В.М. Покровского (2007), согласно которым сердце сокращалось в такт раздражения блуждающего нерва, что в итоге получило название феномена вагусно-сердечной синхронизации (управляемой брадикардии). Многолетнее изучение сотрудниками кафедры нормальной физиологии КубГМУ феномена управляемой брадикардии и получение ряда дополнительных фактов позволило В.М. Покровскому сформулировать концепцию иерархической организации ритмогенеза сердца в целостном организме, согласно которой в естественных условиях жизнедеятельности ритм сердца зарождается в головном мозге в форме залпов нервных импульсов, которые по блуждающим нервам поступают к автоматогенным структурам синоатриального узла и при их взаимодействии происходит инициация сердечного ритма. Интеграция двух уровней ритмогенеза обеспечивает надежность и функциональное совершенство системы генерации ритма сердца в целостном организме (В.М. Покровский, 2005, 2007, 2010). Внутрисердечный генератор является жизнеобеспечивающим фактором, который поддерживает

насосную функцию сердца тогда, когда центральная нервная система находится в состоянии глубокого торможения. Центральный же генератор обеспечивает адаптивные реакции сердца в естественных условиях.

Одним из недостаточно полно и глубоко исследованных компонентов системы иерархической организации ритмогенеза остается выявление самого эфферентного сигнала, идущего к сердцу, его параметров. Сложность выполнения данной задачи состоит в том, что нервных волокон в составе блуждающего нерва, по которым передается эфферентный сигнал к сердцу, около 1 % от общего количества (А.Д. Ноздрачев, 1983; E. Agostoni et al., 1957), что практически лишает возможности прямой регистрации этого сигнала электрофизиологическими методами. В разные периоды исследователями предпринимались попытки зарегистрировать эфферентный сигнал: разволокнение нерва и регистрация процессов возбуждения непосредственно от нервных волокон (D.L. Jewett, 1962; P. Katona et al., 1970), «выкапливание» нервного сигнала относительно элементов ЭКГ (А.Г. Похотько, 1994). Методика разволокнения крайне трудоемка и, понятно, малофизиологична. Что касается методики «выкапливания», то здесь сложность возникает в том, что при регистрации сигнала, связанного с сердечным ритмом, активность от других эфферентных волокон тоже будет регистрироваться, что резко снижает возможность выявления «чистого» сигнала при любом способе компьютерной обработки.

Степень разработанности темы

Учитывая вышеизложенные проблемы регистрации эфферентного сердечного сигнала в блуждающем нерве, существенный интерес представляет методика регистрации процесса возбуждения с помощью высокочастотного электрического поля. Данная методика является альтернативой электрофизиологическим методам и позволяет оценивать процессы возбуждения по параметрам свечения. Основанием для этого послужили работы, в которых применялась методика регистрации свечения процесса возбуждения в матке крысы, пейсмекере сердца и вагосимпатическом стволе лягушки, помещенных в

высокочастотное электрическое поле (Перов В.Ю. с соав., 2006; Перова М.Ю. с соав., 2010; В.М. Покровский с соав., 2014, В.М. Покровский с соав., 2016). Во всех этих работах были получены факты, позволяющие утверждать, что очаги свечения отражают процессы возбуждения, происходящие в соответствующих биологических объектах.

Цель исследования

Выявить активность блуждающего нерва, связанную с сердечным ритмом, при помощи методики высокочастотного электрического поля для углубления представлений о ритмогенезе сердца в целостном организме.

Задачи исследования

1. Определить природу выявленных очагов свечения в блуждающем нерве наркотизированной кошки в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии;
2. Оценить параметры выявленных очагов свечения в блуждающем нерве наркотизированной кошки в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии;
3. Оценить динамику параметров выявленных очагов свечения в блуждающем нерве наркотизированной кошки в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии.

Новизна результатов исследования

1. Впервые установлена многокомпонентная природа эфферентного сердечного сигнала;
2. Впервые установлено наличие очагов свечения возбуждения в блуждающем нерве теплокровного животного – кошки, в высокочастотном электрическом поле в исходном состоянии и дана их характеристика;
3. Впервые установлены значения параметров очагов свечения возбуждения в блуждающем нерве кошки при его раздражении периодическими импульсами и развитии брадикардии;

4. Впервые установлены значения параметров очагов свечения возбуждения в блуждающем нерве кошки при раздражении его залпами импульсов и развитии вагусно-сердечной синхронизации (управляемой брадикардии).

Теоретическая и практическая значимость работы

Исследование носит теоретический характер и, благодаря использованию метода визуализации возбуждения в высокочастотном электрическом поле, содержит новые факты, расширяющие представления о нервной регуляции и механизмах ритмогенеза сердца, а именно: сведения об особенностях распространения в блуждающем нерве очагов свечения возбуждения и их параметров в исходном состоянии, при брадикардии и при управляемой брадикардии. Впервые показана неоднородная природа эфферентного сигнала, состоящего из 2 компонентов, проксимального и дистального. Полученные данные вносят существенный вклад в понимание механизмов реализации блуждающим нервом управляющего сигнала и могут быть использованы для дальнейшего исследования ритмогенеза сердца.

Практическое значение данной работы состоит в предложении новой методики регистрации активности в нерве, которая может использоваться в научных целях для регистрации распространяющихся сигналов в других нервах. В результате дальнейших исследований возможностей данного методического подхода можно предложить его для внедрения в практическую сферу (например, в нейрохиргию для оценки жизнеспособности нерва).

Методология и методы исследования

Методология данной работы построена на попытке использовать методику высокочастотного электрического поля для выявления сигналов в блуждающем нерве кошки, связанных с сердечным ритмом, т.е. сигналов, которые традиционными электрофизиологическими методами практически невозможно зарегистрировать. В ходе проведения исследования были использованы экспериментальные, инструментальные и статистические методы.

Основные положения диссертации, выносимые на защиту

1. Эфферентный сердечный сигнал является многокомпонентным, состоящим из проксимального и дистального очагов.
2. При реализации брадикардии и управляемой брадикардии обязательным условием является разная динамика изменения площади проксимального и дистального очагов.
3. В реализации вагусно-сердечной синхронизации ведущую роль играет дистальный эфферентный очаг.

Степень достоверности и апробация результатов исследования

Достоверность выполненной работы подтверждается наличием большого количества наблюдений регистрируемых параметров ($n=1204$), их сравнением и обработкой полученных результатов современными статистическими методами.

Диссертационный материал апробирован на V Съезде физиологов СНГ (Сочи, 2016), XXIII съезде Физиологического общества имени И.П. Павлова (Воронеж, 2017).

Апробация диссертационной работы проведена на объединенном заседании кафедры нормальной физиологии, кафедры общей и клинической патологической физиологии и кафедры хирургии №2 ФПК и ППС ФГБОУ ВО КубГМУ.

По материалам диссертации опубликовано 11 научных работ, из них 4 в научных изданиях, рекомендованных Высшей аттестационной комиссией при Министерстве образования и науки Российской Федерации.

Реализация результатов исследования

Полученные данные будут внедрены в лекционный и практический курс занятий кафедры нормальной физиологии ФГБОУ ВО КубГМУ в рамках концепции иерархической организации ритмогенеза сердца в целостном организме.

Объем и структура диссертации

Работа изложена на 102 страницах машинописного текста и состоит из введения, 5 глав, заключения, списка сокращений, списка литературы, списка иллюстративного материала и приложений, содержит 21 таблицу, 30 рисунков. В

списке литературы имеется 104 источника, из них 78 источников отечественных авторов и 26 источников зарубежных авторов.

ГЛАВА 1

ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ. МЕТОДЫ РЕГИСТРАЦИИ ЭФФЕРЕНТНОГО СЕРДЕЧНОГО СИГНАЛА В БЛУЖДАЮЩЕМ НЕРВЕ

1.1 Представления о формировании ритма сердца в целостном организме

1.1.1 Общие сведения о концепции иерархической организации ритмогенеза сердца в целостном организме

Согласно существующим представлениям ритм сердца зарождается в синоатриальном узле, а экстракардиальная нервная система оказывает на него корректирующие влияния, проявляющиеся в урежении или учащении частоты сердечных сокращений. Наряду с этим существует альтернативный взгляд на формирование ритма сердца. Он изложен в концепции профессора В.М. Покровского об иерархической системе ритмогенеза сердца (В.М. Покровский, 2007). Согласно этой концепции в естественных условиях жизнедеятельности ритм сердца зарождается в головном мозге в форме залпов нервных импульсов, которые по блуждающим нервам (БН) поступают к автоматогенным структурам синоатриального узла и при их взаимодействии происходит инициация сердечного ритма.

Интеграция двух иерархических уровней ритмогенеза обеспечивает надежность и функциональное совершенство системы генерации ритма сердца в целостном организме. Внутрисердечный генератор является жизнеобеспечивающим фактором, который поддерживает насосную функцию сердца тогда, когда центральная нервная система находится в состоянии глубокого торможения. Центральный же генератор обеспечивает адаптивные реакции сердца в естественных условиях (В.М. Покровский, 2007).

1.1.2 Хронология экспериментов и фактов, являющихся основой концепции иерархической организации ритмогенеза сердца в целостном организме

1.1.2.1 Вагусно-сердечная синхронизация, ее надежность и общебиологический характер

Формирование современного состояния концепции В.М. Покровского об иерархической системе ритмогенеза сердца происходило на протяжении длительного периода времени в результате проведения логически последовательных экспериментов и получения системы научных фактов. Предпосылкой для возникновения идеи данной концепции послужили наблюдения (В.М. Покровский, 1981) при временном выключении сердца из кровообращения в условиях гипотермии (В.М. Покровский, 1981). Возникновение отдельных агональных вдохов на фоне умирания у собак после остановки сердца и прекращения дыхания приводило к следованию за каждым таким вдохом сокращения сердца. Перерезка блуждающих нервов приводила к тому, что вдохи еще некоторое время продолжались, но больше не сопровождались сокращениями сердца. Эти наблюдения позволили предположить, что возбуждение из дыхательного центра в продолговатом мозге иррадиировало на сердечные нейроны и, распространившись по блуждающим нервам к сердцу, вызывало его сокращение.

Первые факты были получены в экспериментах на кошках под хлоралозонембуталовым наркозом (В.М. Покровский с соавт., 1979). Выделяемый на шее блуждающий нерв раздражался с помощью стимулятора ЭСУ-1. При подборе параметров стимуляции характеристику залпов стремились приблизить к естественной эфферентной импульсации в блуждающих нервах. Раздражение БН залпами импульсов (амплитуда $1,2 \pm 0,04$ В, длительность импульса 2 мс, частота импульсов в залпе 40 Гц), следовавшими с постепенно возрастающей частотой, закономерно приводило к прогрессивному урежению ритма сердцебиений

(Покровский В.М., 1988; Kunze D.L., 1972). Как только увеличивающаяся частота следования залпов становилась равной урежающейся ЧСС, возникала синхронизация обоих ритмов: на каждый залп импульсов сердце отвечало отдельным сокращением, наступающим через строго определенный промежуток времени после нанесения раздражения на нерв. Причём синхронизация будет наблюдаться только в определённых диапазонах частот, за пределами которых залповая стимуляция БН вызывает аритмию (В.М. Покровский, Ю.Р. Шейх-Заде, 1980).

Справедливости ради надо сказать, что впервые факт вагусно-сердечной синхронизации получил А.А. Зубков (1936), проводивший двустороннюю стимуляцию блуждающего нерва у собак залпами импульсов, в результате чего был обнаружен диапазон частот (от 36-50 до 50-70 в мин.), в пределах которых сердце усваивало ритм раздражений *n. vagus*, причём, полностью повторяя его вариации внутри диапазона. С развитием техники, с появлением стимуляторов, позволяющих легко, быстро и точно варьировать параметры посылаемых стимулов, устойчивую синхронизацию сердечных сокращений с ритмом залповой стимуляции блуждающего нерва в определённых диапазонах частот наблюдали многие исследователи после А.А. Зубкова (Н. Suga, М. Oshima, 1968; J.V. Reid, 1969; M.N. Levy et al., 1969). Но дальнейшего развития полученные ими факты не получили.

Данный феномен, названный вагусно-сердечной синхронизацией, был воспроизведен при стимуляции как левого, так и правого БН (В.М. Покровский с соавт., 1982), у различных видов животных, среди которых кошки, кролики, собаки, обезьяны, морские свинки, крысы, нутрии, утки, голуби и лягушки (Ю.Р. Шейх-Заде с соавт., 1987; В.М. Покровский с соавт., 1987). Воспроизводимость данного феномена с обоих блуждающих нервов говорит о его надежности, а воспроизводимость у животных различных видов – о его общебиологическом характере.

1.1.2.2 Сердечно-дыхательный синхронизм и опыты с термотахипноэ

Анатомическая близость сердечно-сосудистого и дыхательного центров и возможность произвольного управления дыханием позволили получить сердечно-дыхательный синхронизм (СДС) – явление синхронизации сердечного и дыхательного ритмов при дыхании с частотой, превышающей исходный сердечный ритм. Явление СДС – это воспроизведение сердцем ритма сигналов, сформированных в ЦНС.

В целях анализа механизмов возникновения СДС были выполнены опыты на собаках. СДС был получен при термотахипноэ (В.М. Покровский, 1986). Животные с этой целью помещались в специальную камеру, в которой осуществлялась рециркуляция воздуха с поддержанием его газового состава, соответствующего составу атмосферного воздуха, и создавалась постоянная температура на уровне 38-38,5°C.

Пребывание животных в таких условиях на протяжении 1-1,5 часов приводило к появлению СДС на фоне развившегося тахипноэ. СДС прекращался при перерезке или холодовой блокаде предварительно выведенных под кожу шейной области блуждающих нервов. Частота сокращений сердца и дыхания при этом имели прежние высокие значения, но не были синхронными. Введение животному атропина вызывало аналогичный эффект. Таким образом, возможность сокращения сердца в ритме сигналов, идущих по блуждающим нервам в естественных условиях, получила подтверждение в экспериментах на животных.

Приведенные факты свидетельствуют о формировании в эфферентных ядрах блуждающего нерва в продолговатом мозге сигналов, при поступлении которых по БН к сердцу в нем генерируется ритм в точном соответствии с частотой поступивших сигналов. Логично было предпринять исследования, позволяющие выяснить взаимодействие сигналов, поступивших по БН к сердцу, с его собственной ритмогенной структурой – пейсмекером.

1.1.2.3 Регистрация электрической активности синоатриального узла в остром и хроническом эксперименте

Электрофизиологические явления в СА узле регистрировались при помощи 64-электродной матрицы с эпикардальной поверхности и при помощи 6-канального зонда с эндокардальной поверхности (Кашина Ю.В., 2007). Они оценивали степень возбуждения СА узла.

В острых опытах по изучению электрофизиологических явлений в СА-узле сердца при его картировании площадь очага инициации возбуждения находилась под одним электродом, а в условиях вагусно-сердечной синхронизации увеличивалась пропорционально увеличению интенсивности стимуляции БН – имеется ввиду количество импульсов в залпах. При перерезке БН ниже места стимуляции очаг инициации возбуждения вновь проецировался только в одной точке.

В серии опытов по изучению электрофизиологических изменений в СА-узле сердца при воспроизведении ритма сигналов, сформированных в центральной нервной системе, при картировании в состоянии наркоза очаг инициации возбуждения находился под одним электродом. По мере восстановления функционального состояния животного после операции площадь очага инициации возбуждения возрастала. Для анализа природы динамики размеров очага у животных в хроническом эксперименте вводился атропин с целью выключения сигналов, поступающих по блуждающим нервам к сердцу. При этом, как и при наркозе, очаг первоначального возбуждения становился точечным.

1.1.2.4 Опыты с «функциональной» перерезкой блуждающего нерва

Согласно представлению о градиенте автоматии, впервые сформулированном Гаскелом применительно к сердцу, ритмогенез системы обеспечивает водитель ритма, обладающий более высокой степенью автоматии, а

автоматия потенциальных водителей ритма подавлена. Надежность системы проявляется в том, что при выключении ведущего водителя ритма развивается кратковременное прекращение автоматической активности – преавтоматическая пауза, вслед за которой проявляется активность потенциального водителя ритма, обеспечивающего ритмогенез (Покровский В.М., 2006).

Естественно предположить, что при воспроизведении сердцем центрального ритма его собственная автоматия окажется подавленной, и при резком прекращении потока эфферентных сигналов по БН должна развиваться кратковременная остановка сердца – преавтоматическая пауза. Неоднократно воспроизводимые различными исследователями перерезки БН не приводили к развитию преавтоматической паузы, так как выполнялись на наркотизированных животных. В этих условиях не происходило отключение мозгового уровня ритмогенеза, так как водителем ритма в это время уже был СА-узел и оснований для развития преавтоматической паузы не было.

Для выяснения доминантности мозгового уровня ритмогенеза сердца в целостном организме были выполнены эксперименты с «функциональной перерезкой» - анодный блок, который препятствовал проведению нервных сигналов по БН к сердцу (Покровский В.М., 2006). Одновременная «функциональная перерезка» («ФП») обоих блуждающих нервов у наркотизированных животных приводила к учащению сердцебиений, в то время как у тех же собак через 3-5 дней в состоянии бодрствования перерезка вызывала кратковременную остановку сердца. Длительность остановки зависела от величины сечения площади очага инициации возбуждения в узле к моменту «функциональной перерезки». Анализ природы кратковременной остановки сердца при «ФП» показал, что она представляет собой преавтоматическую паузу. До «перерезки» очаг инициации возбуждения охватывал несколько точек, что свидетельствовало о воспроизведении сердцем центрального ритма, а при возобновлении сердцебиения после остановки очаг инициации локализовался лишь в одной точке.

Следовательно, в естественных условиях жизнедеятельности организма

активность ритмогенных структур водителя ритма в сердце – СА узла подавлена и он выполняет роль латентного водителя ритма. Ритм сердца формируется сигналами, поступающими к нему по БН. Площадь очага инициации возбуждения в СА сердца отражает степень доминантности мозгового уровня иерархической системы ритмогенеза.

В свете полученных убедительных доказательств наличия в целостном организме иерархии механизмов ритмогенеза сердца темным пятном остается эфферентный сигнал, который и формирует сердечный ритм, его качественные и количественные характеристики. Для понимания степени сложности решения данной задачи необходимо обратиться к исследованиям, проведенных с целью изучения гистологического строения и функциональной принадлежности волокон блуждающего нерва.

2.1 Эфферентный сигнал, идущий по блуждающему нерву к сердцу: сложность выполнения поставленной задачи

2.1.1 Гистологические данные о волоконном составе блуждающего нерва кошки

Шейная часть блуждающего нерва кошки содержит около 30000 волокон, из которых около 6000 или 20% являются эфферентными (Agostoni E. and all., 1957). Из общего количества волокон на данном уровне только 4900 или 16% являются миелиновыми. Все крупные (больше 12 мкм в диаметре) и 40-50% мелких (до 6 мкм в диаметре) являются эфферентными. Подавляющее большинство волокон – волокна средних размеров (6-12 мкм в диаметре), принадлежат к афферентам. Общее количество волокон в составе блуждающего нерва, которые являются сердечными, составляет около 3000 и они преимущественно безмиелиновые. Из этого количества 500 волокон являются эфферентными и подавляющее большинство из них также безмиелиновые. Оставшиеся волокна принадлежат к афферентным и среди них от 500 до 700 являются миелиновыми с диаметром 1-12

мкм. Несложно посчитать, что все эфферентные сердечные волокна блуждающего нерва составляют от общего количества волокон (эфферентных и афферентных) около 1%. Следовательно, одним из возможных методов регистрации эфферентного сигнала, передаваемого по этим волокнам, является электронейрографический, при котором регистрирующий электрод располагается непосредственно в эфферентных сердечных волокнах. В современных условиях сделать это наверняка не представляется возможным, и подобное исследование становится заложником удачного введения электрода. Поэтому в попытке решения данной задачи исследователи обращались к различным методическим ухищрениям.

2.1.2 Методика «разволокнения»

Jewet (1962), применив хирургический метод разволокнения блуждающего нерва собаки, выделил в вагусе 7 категорий нервных волокон. Для этого он производил постепенную локальную перерезку разволокненных волокон с последующей регистрацией их биоэлектрической активности. Среди выделенных разновидностей волокон есть сердечнотормозящие волокна, реагирующие на изменения дыхания и кровяного давления подобно волокнам ветвей сердечного блуждающего нерва, а также имеющие строгую корреляцию между частотой нервных импульсов и продолжительностью сердцебиений. Подобные волокна были обнаружены в составе блуждающего нерва у кошки (Calaresu, Pears, 1965), но они значительно в меньшем количестве.

Katona et al. (1970) в экспериментах на кошках и собаках идентифицировали волокна блуждающего нерва по следующим критериям: 1) заметное снижение частоты возбуждения во время спонтанного вдоха; 2) повышение активности при повышении артериального давления и снижение активности при снижении артериального давления; 3) строгая корреляция между сердечным циклом и вагусной активностью. Однако эти исследователи к сердечнотормозящим волокнам отнесли волокна не только I группы по Jewet, но и V группы, которые

имеют более низкую частоту импульсации. Остальные параметры сходны с волокнами I группы. Активность волокон V группы может быть легко изменена динамикой кровяного давления.

Таким образом, исходя из результатов электрофизиологического анализа биоэлектрической активности I и V групп кардиотормозных волокон шейного отдела блуждающего нерва, можно предположить, что имеются эфферентные волокна, залповая активность которых синхронна с ритмом сердца. Эти волокна можно назвать условно «пусковыми». Также имеются волокна, активность которых определяется вагусным тонусом. Эти волокна можно обозначить как «тонические».

Первых волокон больше в I группе, вторых – в V. Их функциональное различие возможно обусловлено морфофункциональными особенностями, а именно, наличием или отсутствием миелиновой оболочки, ее толщиной.

Морфологические исследования разволокненного блуждающего нерва кошек и собак показали, что миелиновые нервные волокна (25% от общего количества нервных волокон) в основном представлены слабо миелинизированными волокнами класса A_δ и B со скоростью проведения возбуждения 3-18 м/с. Безмиелиновые нервные волокна составляют 75% от общего количества нервных волокон и имеют скорость проведения возбуждения около 2,5 м/с. (А.Д. Ноздрачев и др., 1994; Coleridge et al., 1973).

Методика «разволокнения» несмотря на то, что дала много новой информации о функциональной роли отдельных нервных волокон блуждающего нерва, крайне трудоемка и по сравнению с другими методиками имеет максимальное воздействие на нерв. Это ее существенный недостаток.

2.1.3 Методика «выкапливания»

В рамках развития концепции иерархической организации ритмогенеза было выполнено исследование с использованием методики «выкапливания» (Похотько А.Г., 1994). В ходе проведения исследования производилась

регистрация нейрограммы центрального конца перерезанного неразволокненного блуждающего нерва (перерезка производилась для исключения афферентного сигнала, который имеет большую величину и препятствует регистрации чистого эфферентного сигнала). Измерительно-анализирующий комплекс Ф37 выделял периодически повторяющиеся сигналы во временном интервале R-R электрокардиограммы. Анализ проводился на протяжении 64 сердечных циклов. В ходе анализа полученных данных была выявлена залповая эфферентация, по продолжительности равная примерно $2/3$ длительности сердечного цикла. Также была выявлена приуроченность импульсации в нерве к фазам сердечного цикла. В исходном состоянии (регистрация нативной нейрограммы, без применения стимуляции) начало залпа предшествовало зубцу Р электрокардиограммы на $0,1025 \pm 0,00012$ мс. Этого времени достаточно для достижения «пачкой» синоатриального узла с учетом скорости проведения возбуждения по волокнам блуждающего нерва. (Похотько А.Г., 1994).

Таким образом, применение методов электронно-вычислительного анализа, доступных на тот момент, позволило выявить эфферентную посылку по блуждающим нервам к сердцу.

Несомненно, был сделан большой шаг на пути выявления «истинного» эфферентного сигнала из головного мозга к сердцу, но чистота этого сигнала в силу технических возможностей того периода оставляет вопросы. Избавиться в полной мере от наслаивающихся афферентных и эфферентных сигналов таким способом маловероятно, что требует поиска других методов регистрации нервного сигнала.

2.1.4 «Щеточная» методика регистрации нервного сигнала

Наряду с традиционной нейрографией используются методы компьютерного картирования с применением многоэлектродных матриц – щёток, погружаемых в нервный ствол (Schwartz et al., 2006). Эти методы основаны на синхронной регистрации биоэлектрических сигналов с выявлением участка

ранней деполяризации. Этот участок принимается за «нулевую» точку, от которой идет волна деполяризации, что отражается компьютерной программой в виде изохронной карты распространения возбуждения. Недостатком такого метода является небольшая разрешающая способность, связанная с несоответствием размера нервных волокон и электродов (Д.Р. Сафин с соавт., 2010).

2.1.5 Метод оптического потенциала

Метод оптического потенциала предполагает использование флуоресцентных измерений по следующей схеме. В качестве светящегося вещества используется флуорофор – di-4-ANEPPS (Molecular Probes, USA). Данный флуорофор возбуждается светом, генератором которого является стабильный источник света постоянного тока. Производится фильтрация интерференционным фильтром, особенностью которого является полоса пропускания 520+45 нанометров. Все профильтрованное отражается дихроическим зеркалом с длиной волны пропускания более 585 нанометров и фокусируется линзой на объекте. После этого флуоресценция, генерируемая флуорофором, собиралась с помощью той же линзы, проходила опять через то же самое дихроическое зеркало и дополнительно фильтровалась фильтром, пропускающим только длины волн более 610 нанометров. Далее, флуоресценция регистрировалась матрицей из 256 фотодиодов, расположенных в виде квадрата 16x16 элементов. Фотодиоды генерировали ток, напряжение которого усиливалось двумя каскадами 256-канального усилителя и оцифровывалось для визуализации и обработки на компьютере (О.В. Степаненко с соавт, 2007; А.А. Кучмий с соавт., 2012). К сожалению, основным недостатком данного метода является чрезвычайно высокая дороговизна установки, позволяющей данным способом зарегистрировать возбуждение.

3.1 Высокочастотное электрическое поле: история развития и современные возможности

3.1.1 Высокочастотное электрическое поле: от Лихтенберга до наших дней.

Необходимость решения поставленной задачи и современное состояние технической оснащённости в исследуемой области побуждает к поиску методов, способных ответить на поставленный вопрос или хотя бы приблизиться к ответу. В этом свете особняком стоит методика свечения биологических объектов в высокочастотном электрическом поле, которая в последнее время бурно развивается большим количеством отечественных и зарубежных исследователей и, по их мнению, обладает огромнейшим потенциалом, раскрытие объемов которого находится в самом начале. Для быстрого формирования представления о сущности и возможностях методики свечения биологических объектов в высокочастотном электрическом поле необходимо обратиться к ее истории развития, богатой и довольно давней.

5 сентября 1949 года вошло в историю науки как день рождения нового вида фотографии, позднее получившей название «газоразрядная» (Баньковский Н.Г., Коротков К.Г., 1982). Данное открытие оказало огромное влияние на развитие многих областей науки и техники, позволив открыть новые горизонты познания окружающего мира. Но прежде чем это произошло, газоразрядной фотографии (ГРФ) понадобилось пройти долгий исторический путь.

Начало пути относится ко второй половине XVIII в. В 1777 г. немецкому ученому Г.К. Лихтенбергу (G.Ch. Lichtenberg, 1742-1799) впервые удалось получить изображение скользящего искрового разряда (Крыжановский Л.Н., 1993). Установка для фотографирования состояла из двух электродов разного диаметра. Один электрод, больший по размерам, был покрыт диэлектрической пластинкой с нанесенным на нее тонким порошком серы, а другой, меньший по размерам, устанавливался сверху на

пластинку. Процесс горения разряда приводил к сплавлению частиц серы в тех местах, где протекали его искровые каналы, образуя при этом характерные фигуры. Позднее эти фигуры получили название «фигур Лихтенберга», а методика их получения нашла применение в технике измерения высоких напряжений (Бойченко А.П., Шустов М.А., 2004).

Документальное фиксирование «фигуры Лихтенберга» стало возможным благодаря изобретению светочувствительной галогенсеребряной фотопластинки, давая возможность исследователям подробно изучать динамику их развития. Возможность визуализации электрических разрядов с использованием фоторегистрирующих материалов упоминается в руководстве по фотографии, изданном в Санкт-Петербурге в 1876 г. (Шустов М.А., Протасевич Е.Т., 1999).

Дальнейшее развитие данного направления связано с именами фотографа-любителя В. Монюшко и профессором Д.А. Лачинова (Санкт-Петербург, Лесной институт). Использование методики Г.Х. Лихтенберга позволило им получить на бромжелатиновых фотографических пластинках изображения монет и электродов, окруженных скользящими искровыми каналами. Позднее В. Монюшко опубликовал результаты исследований в «Записках Императорского русского технического общества» (Монюшко В., 1893).

Бурные научные достижения XIX века позволили перейти на переменные токи в технике визуализации электрических разрядов, что ознаменовало качественно новый этап в становлении газоразрядной фотографии.

Создание к 1891 г. в США сербским ученым Николой Теслой (Nicola Tesla, 1856-1943) первых высоковольтных генераторов затухающих колебаний высокой частоты позволило ему исследовать явление свечения в разреженных газах и накаливание твердых тел в быстропеременном электрическом поле, физиологическое действие токов высокой частоты. При этом была показана безвредность для человеческого организма высокочастотного напряжения (Веселовский О.Н., Шнейберг Я.А., 1993).

На своих демонстрационных лекциях-опытах в Лондоне и Париже в 1892 г. Никола Тесла с немалым и неизменным успехом показывал публике свечение

собственного тела в токах высокой частоты, вызывал свечение безэлектродных вакуумированных ламп от руки (Ржосницкий Б., 1959, Шустов М.А., Протасевич Е.Т., 1999).

В 1893 году поступает сообщение от Николая Теслы о наблюдении теневых изображений на пластинках (Веселовский О.Н., Шнейберг Я.А., 1993) в процессе исследования свойств высокочастотного разряда. Результатом этих наблюдений стало установление по меньшей мере пяти его разновидностей и выделение трех видов излучения: видимое, «абсолютно черное излучение» (ультрафиолетовое) и «совершенно особые лучи», дававшие отпечатки на металлических экранах (пластинках). По утверждению самого ученого, «тенеобразное изображение, вызванное этими лучами, проникает сквозь непрозрачные предметы, позволяя «видеть» предметы, находящиеся в непрозрачных ящиках» (Ржосницкий Б., 1959).

Как знать, если бы в распоряжении Николая Теслы были не металлические, а фотографические пластинки, а его генераторы имели простейший выпрямитель переменного тока, имя Теслы называлось бы в числе первооткрывателей ГРФ и лучей Рентгена.

Работы белорусского ученого Я.О. Наркевича-Йодко внесли заметную прогрессию в развитие ГРФ. Он в 1891 г. независимо от результатов исследований Теслы наряду с изображениями металлических предметов получил изображения объектов живой природы. В 1896 г. на выставке, которую проводило Императорское русское техническое общество, ученый демонстрировал снимки монет, листьев растений, пальцев рук человека, полученных, как он говорил, «электрическим путем».

Для получения газоразрядных изображений (ГРИ) пальцев рук и обеспечения безопасности испытуемых Я.О. Наркевич-Йодко видоизменил методику Г.Х. Лихтенберга. Эксперименты предполагали использование электрического поля напряженностью порядка 30 кВ/см, источником которого была катушка Румкорфа. Роль одного из электродов выполнял металлический стержень, который имел емкостную связь с поверхностью земли, а пробирка с токопроводящей жидкостью служила высоковольтным конденсатором малой емкости (порядка десятков пФ).

Поверх диэлектрической прокладки размещалась светочувствительная пластинка. В эту последовательно замкнутую цепь, как ее варьируемый элемент и предмет исследования, включался сам объект съемки.

В 1898 г. на Пятой фотографической выставке в Петербурге демонстрировались многочисленные электрографические снимки медалей, монет, листьев растений, человеческих рук, полученные Я.О. Наркевичем-Йодко.

В 1938 г. эксперименты Гольдштейна по получению изображений катода газоразрядной трубки повторил и творчески развил немецкий физик Г. Маль.

В 1939 г. чешские ученые С. Прэт и Дж. Шлеммер воспроизвели работы В. Цапека и Ф. Нифера по газоразрядной фотографии и высказали предположение об ионной природе излучения, не исключая, однако, неизвестного вида радиации, которая может сопровождать разрядный процесс (Pratt S., Schlemmer I., 1939).

Наконец, в 1945-1948 гг. профессор МГУ Г.В. Спивак с сотрудниками показали возможность газоразрядной фотосъемки металлических предметов в широких разрядных промежутках при атмосферных условиях (Спивак Г.В., Лукацкая Р.А., 1948), демонстрируя этим возможности электронной оптики. В последующие (1948-1951) годы проф. Г.В. Спивак с сотрудниками разработали конструкцию газоразрядного микроскопа, позволяющего получать на экране увеличенное изображение катода. В своих опытах они использовали постоянное и импульсное напряжения, указывая на преимущества последнего, что позволяло получать наиболее качественные изображения объектов, достоверно выявляя на их поверхности имеющиеся дефекты (Спивак Г.В., Лукацкая Р.А., 1951).

К середине XX в. уже накопился значительный экспериментальный материал, демонстрирующий возможность ГРФ объектов самого различного происхождения, включая и человека. Но для дальнейшего развития этого вида фотографии и ее формирования в самостоятельное научное направление необходим был новый прогресс. Прогресс в технике и методике получения изображений, их строгой воспроизводимости и, конечно, интерпретации, которую в конце XIX в. дать было практически невозможно. Ибо расшифровка изображений требовала от ученых знаний квантово-механических законов и представлений о существовании

четвертого состояния вещества - газоразрядной плазмы (или, просто, плазмы), наконец, самого понятия информации и ее количественной оценки (эти направления, как известно, были развиты лишь в начале XX в.). Иными словами, в ГРФ сложилась ситуация, подобная той, которая была до 1839 г. в традиционной «оптической» фотографии: когда необходимо было зафиксировать световое изображение на регистрирующем материале без его дальнейших изменений на свету, способом наиболее простым, быстрым и дешевым. Поэтому и дальнейшее развитие газоразрядного фотографирования требовало хорошо разработанной и, по возможности, легко осуществимой методики фотографирования практически любого объекта. И такая методика была предложена кубанскими изобретателями Семеном Давидовичем (1898-1978) и Валентиной Хрисанфовной Кирлиан (1904-1971) (Кирлиан С.Д., Кирлиан В.Х., 1961, Кирлиан С.Д., Кирлиан В.Х., 1964), проделавшими очень интересный путь, который привел к разработке методики совершенно независимо от своих предшественников. Еще в 1939 г., будучи электриком по ремонту медицинского оборудования, Семен Давидович обратил внимание на весьма любопытный факт. Искры, проскакивающие между его рукой и стеклянным электродом аппарата д'Арсонваля, который он ремонтировал, не вызывают никаких болевых ощущений. При этом они меняли форму и цвет свечения в зависимости от психического и эмоционального состояния экспериментатора. Такое явление не могло пройти мимо любознательного и пытливого от природы изобретателя и стало предметом изучения всей его жизни.

Работая вместе с супругой, С.Д. Кирлиан наконец достиг того, что требовало от него время и ГРФ. 5 сентября 1949 г. было зарегистрировано первое авторское свидетельство на «Способ получения снимков различного рода объектов» (А.с. 106401), а всего за период с 1950 по 1978 годы у супругов Кирлиан их насчитывалось двадцать одно. С этого момента начался новый этап развития ГРФ, продолжающийся и в настоящее время.

Первыми на изобретение Кирлиан откликнулись биологи, так как оно не только позволяло изучать биообъекты без нарушения их жизнедеятельности, но и давало уникальную возможность получать о них совершенно новую

информацию, недоступную другим известным методам. Биологам принадлежит и первое название, данное изобретению, - «Эффект Кирлиан» (Инюшин В.М. и др., 1968).

В нашей стране и за рубежом начались интенсивные исследования как самого «эффекта», так и его практического применения. В результате стали обозначаться контуры новой фотографической науки и «Эффект Кирлиан» начал быстро завоевывать мировое признание. Вместе с тем, каждый исследователь, получавший тот или иной интересный результат, пытался дать свое название изобретению: «Электронография» (Думитреску И.Ф., 1977), «Высокочастотная фотография» (Pehek J.O. and all, 1976), «Высоковольтная фотография» (Dakin H.S., 1975) и пр. Многообразие названий определялось не только новизной результатов, получаемых исследователями, но и диктовалось их желанием сохранить приоритет ученых своих стран, где впервые были проведены работы по модифицированию ГРФ. Но, так или иначе, оказывалось, что суть полученных результатов или используемого ими метода не отличается от предложенной Кирлианами.

3.1.2 Возможные механизмы наблюдаемого свечения биологических объектов в высокочастотном поле

К сожалению, в данный момент времени нет единого понимания физического существа механизмов свечения объектов в высокочастотном электрическом поле. Но, тем не менее, объяснение этих механизмов значительно приблизит к сути регистрируемых процессов. Еще С.Д. Кирлиан и В.Х. Кирлиан показали, что регистрируемый процесс газоразрядного фотографирования может быть разбит на две стадии - электрополевою и газоразрядную, которые следуют друг за другом (Кирлиан С.Д., Кирлиан В.Х., 2003). В ходе электролевой стадии происходит формирование электрического поля в газоразрядном промежутке, величина напряженности и форма которого зависят от очень многих факторов: формы электродов и состояния их поверхностей, величины и вида

приложенного напряжения, электро-геометрических характеристик диэлектрика (фотопленки, оптической системы видео-приемника и пр.), покрывающего электрод, а также от электрической природы и геометрической формы объектов, помещенных в этот промежуток. В газоразрядную стадию силовые линии электрического поля приводят к возникновению процесса движения заряженных частиц ионизованного газа вдоль этих линий, т. е., формируется сам разряд, «рисующий» изображение. Дальнейший поиск теоретического обоснования наблюдаемого процесса в работах Бойченко А.П. и Шустова М.А. дополнился еще одной стадией, в ходе которой происходит изменение состояния регистрирующей среды и объекта фотографирования под действием электрического поля и ионизованного газа.

Вне зависимости от того, каким методом осуществляется визуализация структуры биологического объекта (обычно это лавинный или скользяще-искровой способ по методике Кирлиан (Бойченко А.П., Шустов М.А., 2004)), неотъемлемым условием во всех разработанных изобретателями методах и технических средствах газоразрядного фотографирования является обязательное наличие диэлектрика на электродах – одном, реже на двух одновременно (Кирлиан С.Д., Кирлиан В.Х., 2003). В случае газоразрядного фотографирования роль диэлектрика выполняет фотопленка, фотопластинка или фотобумага, т.е., любой фотографический материал, а при газоразрядной визуализации, которая является разновидностью газоразрядного фотографирования – оптически прозрачный диэлектрик с токопроводящим напылением (Бойченко А.П., Шустов М.А., 2004). Ключевым моментом, обеспечивающим зажигание в газовом слое особого вида слаботоочного газового разряда, является наличие диэлектрика, контактирующего одной стороной с металлическим электродом, а другой – с газовым слоем. Образующийся слаботоочный газовый разряд в технике высоких напряжений получил название «барьерный» (Бойченко А.П., Шустов М.А., 2004).

В процессе регистрации ГРВ появляется четвертое, качественно новое состояние вещества – плазменное. Появление плазмы является результатом воздействия электрического поля и различных частиц молекул воздуха в условиях

газоразрядной визуализации, в основе этого процесса лежит ионизация молекул. Образующуюся плазму можно отнести к «холодной» и неравновесной на основании концентрации и энергии заряженных частиц (Шустов М.А., Протасевич Е.Т., 2001). Данная «холодная» и неравновесная плазма является основой тела барьерного газового разряда. В качестве основного механизма формирования изображения газоразрядной визуализации считается автоэлектронная и автоионная эмиссия, при которой происходит вырывание электронов и ионов биологического объекта под действием электрического поля большой напряженности (Кирлиан С.Д., Кирлиан В.Х., 2003). Рассматривая процесс эмиссии и возможность выхода иона за пределы биологического объекта, можно утверждать, что эта вероятность зависит от массы и электрического заряда самого иона. Таким образом, условием выхода заряженной частицы за пределы тела биологического объекта будет являться наличие пороговой напряженности воздействующего поля, так как ей необходимо преодолеть потенциальный барьер на границе раздела «биологический объект – газоразрядный промежуток». Здесь необходимо пояснить физический смысл понятия «потенциальный барьер». Дело в том, что обязательным условием для «вырывания» иона из тела биологического объекта является его полная свобода. Свободным считается только та заряженная частица, у которой полностью разорваны все ее связи с другими ионами и частицами, удерживающими ее в исследуемом объекте. Таким образом, все эти связи и представляют собой препятствие, барьер (например, электростатические связи), для преодоления которого необходима энергия, берущаяся в данном случае от внешнего электрического поля.

Возникает резонный вопрос: с какой глубины биологического объекта внешнее поле может извлекать ионы автоэмиссионным путем? Для решения большого количества медицинских задач получение ответа на этот вопрос является очень важным моментом, так как довольно часто производится регистрация и анализ процессов, протекающих в глубине ткани. На этот вопрос попытка найти ответ представлена в работе «Газоразрядная фотография биологических объектов по методу Кирлиан: шестидесятилетний путь к истине»

(Бойченко А.П., 2009). Для ответа во внимание принимаются данные расчета дебаевского радиуса (его более полное название - «радиус дебаевского экранирования»). Он представляет глубину, на которую способно проникнуть в вещество внешнее электрическое поле. Табличные данные для внутри- и внеклеточных сред биологических объектов (в частности растений) дают информацию, что электрическое поле больше чем на несколько сотен ангстрем не способно проникнуть. Все это делает невозможной визуализацию глубинной структуры биологических объектов в электрических полях. Исходя из этого, при газоразрядной визуализации только поверхностный слой биологических объектов указанной толщины возможно непосредственно визуализировать, а получение прямой информации об электрофизиологических процессах в биологических объектах с их глубины невозможно. Отсутствие возможности получения непосредственной информации о глубинных структурах и процессах продиктовано большой концентрацией свободных носителей электрического заряда в средах, составляющих организм. Внешнее поле будет экранироваться электрическими полями ионов, отсюда, чем больше будет концентрация таких зарядов, тем большее экранирующее действие будет испытывать внешнее поле, создаваемое источником. Из школьного курса физики известно, что больше всего концентрация заряженных частиц (электронов) у металлов. Поэтому при газоразрядном фотографировании визуализируется только топография их поверхности. Обратная картина у диэлектриков: количество заряженных частиц минимальное, что создает предпосылки для слабого экрана для действующего внешнего поля. Внешнее электрическое поле в этом случае способно проникнуть на значительную глубину объекта с диэлектрическими свойствами – она может составлять порядка нескольких сантиметров. Поэтому при газоразрядном фотографировании диэлектриков возможна визуализация и их внутренней структуры. Отсюда, разные свойства веществ при их визуализации в барьерном газовом разряде разделили эти вещества на «газоразрядно-прозрачные» или «газоразрядно-непрозрачные» (Бойченко А.П., 2005).

Все вышеописанное определяет решающая роль морфологического

строения и состава поверхности биологического объекта в информативности их газоразрядного изображения. В данном случае газоразрядным изображением, несущим прямую информацию об электрофизиологии биологического объекта, как минимум, поверхностного слоя его клеток, считается такое изображение, которое сформировано частицами, покинувшими биологический объект и принявшими участие в газоразрядно-фотографическом процессе.

Если ни один из ионов не вырывается за пределы биологического тела, т.е. не преодолевает барьер, на изображении при газоразрядной визуализации будет отображаться только топография поверхности биологического объекта. При этом в основе наблюдаемой картины будет лежать процесс «горения» ионизованного газа – барьерного газового разряда, не несущего никакой электрофизиологической информации о глубинных процессах в биологическом объекте.

Но, несмотря на возможную сложность эмиссии заряженных частиц с поверхности биологического объекта в случае не диэлектрика, при изучении свечения ряда объектов в высокочастотном электрическом поле на кафедре нормальной физиологии КубГМУ были получены факты, свидетельствующие о том, что регистрируемые очаги свечения отражают процессы, происходящие в глубине биологического объекта. Эти факты идут в разрез с теоретическими представлениями о возможности регистрации газоразрядного процесса глубинных структур объекта, вероятно, по причине того, что производится регистрация не самой структуры БО, а динамического процесса, чего исследователи-физики не делали. В данном случае процессы, происходящие в глубине, могут оказывать влияние на поверхностные слои БО, что в итоге найдет отражение в регистрируемой картине. Учитывая вышеизложенные факты, принято решение называть регистрируемые процессы свечением биологических объектов в высокочастотном электрическом поле.

3.1.3 Факты, послужившие основой для проведения работы по выявлению эфферентного сигнала блуждающего нерва, связанного с

сердечным ритмом

При исследовании матки беременных крыс в предродовой период в высокочастотном электрическом поле наряду с краевым свечением возникал светящийся очаг внутри органа (В.Ю. Перов, В.Г. Абушкевич, Л.В. Федунова, 2006). В большинстве случаев он возникал в левом роге матки (70%), в 20% случаев – в правом, в 10% - в области дна матки. Было выдвинуто предположение, что светящийся очаг является пейсмекерным комплексом, инициирующий координированную деятельность миоцитов во время родовой деятельности. Для подтверждения этого предположения были поставлены эксперименты на изолированных венозных синусах лягушки *Rana Temporaria*. В этих контрольных опытах место возникновения и распространения процесса возбуждения регистрировали с помощью высокочастотного электрического поля и методом компьютерного картирования с целью установления факта соответствия светящегося очага, наблюдаемого в высокочастотном электрическом поле, очагу первоначального возбуждения, регистрируемого методом компьютерного картирования.

Сопоставление очагов в пространстве производилось по вертикали, независимо от их горизонтального положения. В качестве нулевой точки отсчета брался наружный край бифуркации аорты.

Результаты проведенных исследований выявили полное соответствие между расположением по вертикали светящегося очага и очага первоначального возбуждения в венозном синусе лягушки. Это соответствие не зависело от частоты сокращения венозного синуса и места локализации очагов в венозном синусе.

Было проведено сопоставление между светящимся очагом в высокочастотном электрическом поле и очагом первоначального возбуждения в изолированном венозном синусе лягушки. Имела место следующая динамика светящегося очага: во время систолы наблюдаемый светящийся очаг присутствовал, а во время диастолы отсутствовал. Наблюдаемый факт может

указывать на то, что светящийся очаг совпадает с очагом первоначального возбуждения в венозном синусе сердца лягушки.

В другой работе, в которой производилась оценка влияния окситоцина на параметры очага свечения в матке беременной крысы, наблюдалось резкое увеличение площади светящегося очага и скорости его перемещения (В.Ю. Перов, В.Г. Абушкевич, О.К. Федорович, Л.В. Федунова, 2006). Известно, что окситоцин значительно повышает возбудимость миоцитов матки и их способность к синхронному сокращению. В этом плане увеличение площади светящегося очага возбуждения после введения окситоцина можно объяснить только прямой зависимостью от усиления возбудимости матки. Таким образом, наблюдаемая в данных экспериментах динамика светящегося очага в матке беременной крысы в предродовой период после введения окситоцина также указывает на то, что этот светящийся очаг отражает очаг возбуждения в матке.

С целью углубленного анализа динамики возникновения и распространения возбуждения в пейсмекере венозного синуса лягушки было проведено исследование, в ходе которого производилось сопоставление локализации участков очага свечения пейсмекера в высокочастотном электрическом поле с локализацией участков первоначального возбуждения, выявляемых методом компьютерного картирования при помощи 64-электродной матрицы площадью 4 мм². (М.Ю. Перова, В.Г. Абушкевич, Л.В. Федунова, В.Ю. Перов, 2008)

Площадь интенсивно светящейся зоны при помещении объекта в высокочастотное электрическое поле была значительно меньше площади очага первоначального возбуждения, определяемой методом компьютерного картирования при помощи 64-электродной матрицы, т.е., при компьютерном картировании регистрируются биопотенциалы не с самого пейсмекера, а с покрывающих его слоев ткани. Этот факт может свидетельствовать о том, что при помещении венозного синуса сердца лягушки в высокочастотное электрическое поле, происходит регистрации истинной локализации пейсмекерной зоны, которая находится в глубине от поверхности изолированного венозного синуса сердца лягушки и по площади меньше, чем площадь проекции волны его

возбуждения на поверхность.

Также были получены данные, указывающие на более высокую разрешающую способность методики свечения объектов в высокочастотном электрическом поле по сравнению с компьютерным картированием: светящийся очаг пейсмекерной области был неоднороден (состоял из ряда очагов), при картировании выявлялся всегда только один очаг.

Еще одна работа, свидетельствующая о возможности регистрации процессов возбуждения в глубине ткани с помощью высокочастотного электрического поля, была проведена на сердце лягушки до, во время его вагусной остановки и после восстановления деятельности. (М.Ю. Перова, В.Г. Абушкевич, Л.В. Федунова, В.Ю. Перов, 2009)

На рисунке 1.1 показана регистрируемая картина до вагусной остановки: виден очаг свечения, соответствующий по времени и месту очагу инициации возбуждения (А) и отдельные мелкие очаги (Б), которые на тот момент трактовались как «краевое свечение Кирлиан».

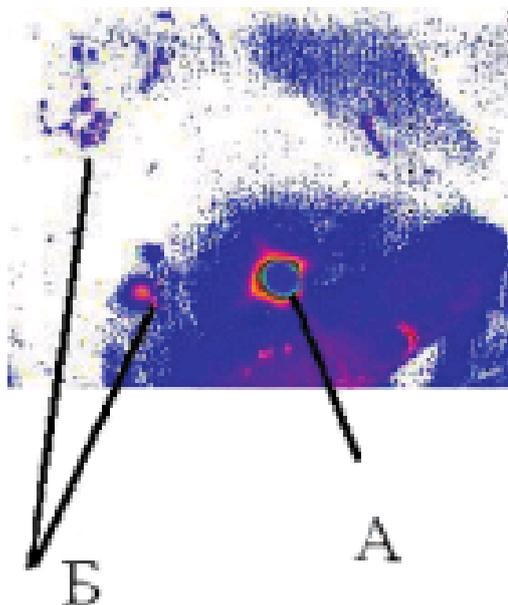


Рисунок 1.1 – Свечение венозного синуса лягушки в высокочастотном электрическом поле до вагусной остановки сердца. А – очаг инициации возбуждения, Б – краевое свечение

Во время остановки сердца лягушки, вызванной раздражением вагосимпатического ствола электрическими импульсами (рис 1.2), очаг

первоначального возбуждения исчезал, что подтверждалось также компьютерным картированием. Одновременно исчезало и свечение пейсмекера, хотя краевое свечение (эффект Кирлиана) сохранялось.

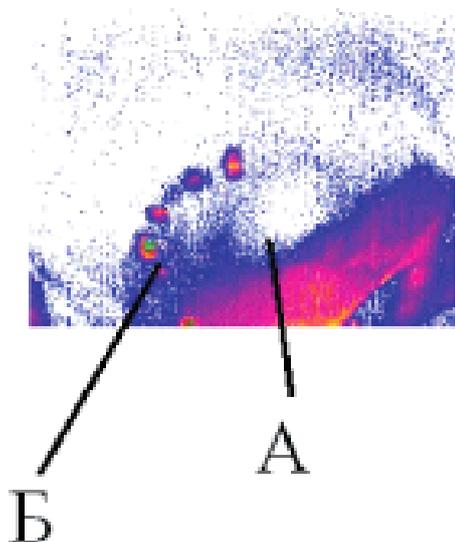


Рисунок 1.2 – Свечение венозного синуса лягушки в высокочастотном электрическом поле во время вагусной остановки сердца. А – очаг инициации возбуждения, Б – краевое свечение

После того, как сердце вновь начинало сокращаться, при компьютерном картировании опять регистрировался очаг первоначального возбуждения в области венозного синуса, а перед этим, с незначительным опережением, появлялся светящийся очаг, отражающий процесс деполяризации пейсмекера.

Исчезновение светящегося очага, отражающего возбуждение пейсмекера, при остановке сердца и его последующее появление при восстановлении сокращений сердца, а также сохранность краевого свечения Кирлиан при остановке сердца может свидетельствовать о том, что это различие в наблюдаемой картине отражает разные по своему происхождению процессы. Основанием для этого является наблюдение свечения пейсмекера только при его физиологическом возбуждении, а классическое краевое свечение Кирлиан наблюдается постоянно – как при возбуждении, так и в покое.

В работе, в которой выяснялось влияние разрушение головного мозга на параметры очага свечения пейсмекера венозного синуса сердца лягушки (М.Ю.

Перова, В.Г. Абушкевич, Л.В. Федунова, В.Ю. Перов, 2010), были получены следующие факты: метод компьютерного картирования до разрушения головного мозга выявлял очаг первоначального возбуждения под двумя электродами зонда, после разрушения он находился только под одним электродом зонда. При регистрации светящегося очага в высокочастотном поле после разрушения головного мозга наблюдалось уменьшение площади этого очага практически в 2 раза, а сопоставление результатов, полученных при картировании и свечении в высокочастотном электрическом поле, показало, что свечение по времени возникновения и локализации совпадало с проявлением процесса возбуждения в СА-узле, зарегистрированного методом компьютерного картирования.

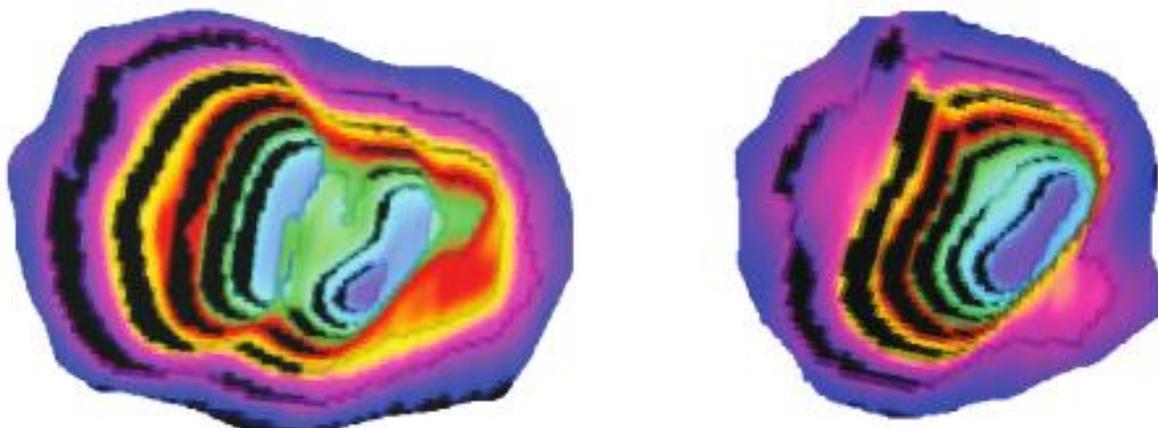


Рисунок 1.3 – Площадь очага свечения, отражающего очаг инициации возбуждения в СА-узле лягушки: слева – до разрушения головного мозга, справа – после разрушения головного мозга

При вагусно-сердечной синхронизации очаг свечения в высокочастотном электрическом поле, отражающий очаг первоначального возбуждения СА-узла, имел динамику: до синхронизации (при разрушенном головном и спинном мозге) был только один очаг, с началом залповой стимуляции появлялся второй, а в условиях развившейся синхронизации они объединялись в один большой очаг (М.Ю. Перова, В.Г. Абушкевич, Л.В. Федунова, В.Ю. Перов, 2010). Динамика отражена на рисунке 1.4.

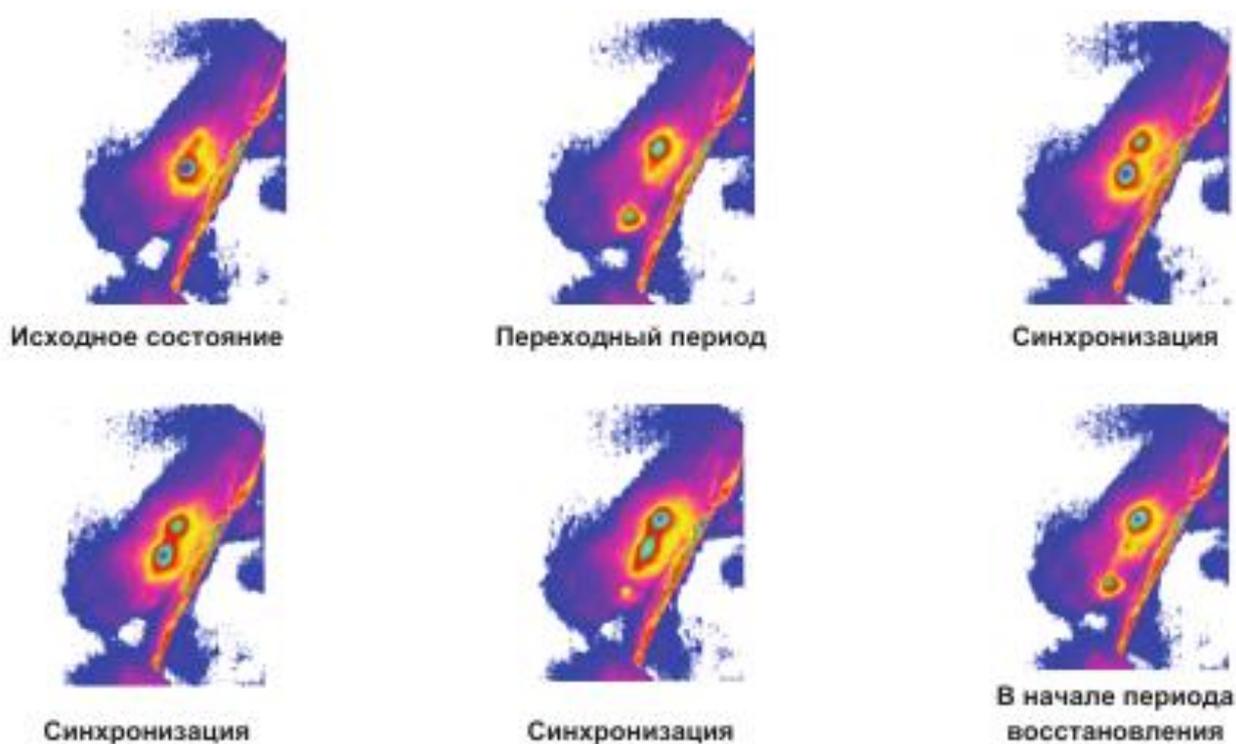


Рисунок 1.4 – Динамика очага свечения, отражающего очаг первоначального возбуждения в СА-узле, до вагусно-сердечной синхронизации, во время нее и после

Сопоставление результатов картирования возбуждения в СА-узле и свечения в высокочастотном электрическом поле, показало, что свечение по времени возникновения и локализации совпадает с проявлением процесса возбуждения в СА-узле, зарегистрированного методом компьютерного картирования.

Итак, отсутствие зарегистрированного эфферентного сердечного сигнала, сложность решения этой задачи в силу ряда условий анатомического и технического характера побудили нас организовать поиск в направлении использования методики свечения биологических объектов в высокочастотном электрическом поле. Результаты ряда работ, в которых показана возможность регистрировать глубинные процессы с помощью методики свечения в высокочастотном электрическом поле, послужили основанием к выполнению настоящего исследования с целью поиска ответа на вопрос о природе и характеристике эфферентного сердечного сигнала.

ГЛАВА 2

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Общие сведения о наблюдениях

Острые опыты были поставлены на 10 непородистых кошках весом $3,5 \pm 0,4$ килограммов. Все эксперименты выполнялись в соответствии с Международными рекомендациями по проведению биомедицинских исследований с использованием животных, принятыми Международным советом научных обществ (CIOMS) в 1985 г., в соответствии со статьей XI Хельсинской декларации Всемирной медицинской ассоциации (1964 г.) и правилами лабораторной практики в РФ (приказ МЗ РФ от 19. 06.2003 № 267).

Животных вводили в наркоз, после оперативных манипуляций на выделенный блуждающий нерв сверху помещали устройство для визуализации (сканер КЭЛСИ, фирмы Elsys, Санкт-Петербург, Россия), позволявшее создать высокочастотное электрическое поле (1024 Гц). Свечение регистрировалось специальной высокочувствительной видеокамерой, вмонтированной в данный сканер, со скоростью 1000 кадров в секунду. Записывали электрокардиограмму во втором стандартном отведении, регистрировали очаги свечения в блуждающем нерве без внешнего воздействия, при раздражении блуждающего нерва и развитии брадикардии и при раздражении блуждающего нерва залпами электрических импульсов из 8 импульсов и развитии вагусно-сердечной синхронизации (управляемой брадикардии).

Общие сведения об опытах представлены в таблице 2.1. Схема установки – на рисунке 2.1.

2.2. Методика оперативного доступа к области блуждающего нерва кошки

Животных с целью минимального воздействия на ЦНС вводили в поверхностный наркоз внутримышечным введением 7,5 миллиграммов на

килограмм веса Золетила и 3 миллиграммов Ксилонита на килограмм веса. Критериями поверхностного наркоза в данном случае являлись скорость выхода из наркоза и активность животного после выхода из наркоза по сравнению с другими препаратами, применяющимися в экспериментальных целях (хлоралозо-нембуталовый наркоз и др.).

Таблица 2.1 – Общие сведения о наблюдениях

Серии экспериментов	Методы исследования	Количество фрагментов, наблюдений	Количество животных
1. Визуализация афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов в исходном состоянии	1. Электрокардиография 2. Визуализация очагов 3. Съёмка видеofilьма 4. Измерение параметров светящихся очагов	10 30 10 382	10
2. Визуализация афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов при раздражении блуждающего нерва и развитии брадикардии	1. Электрокардиография 2. Визуализация очагов 3. Съёмка видеofilьма 4. Измерение параметров светящихся очагов	10 30 10 412	10
3. Визуализация афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов при раздражении блуждающего нерва залпами из 8 импульсов и развитии управляемой брадикардии	1. Электрокардиография 2. Визуализация очагов 3. Съёмка видеofilьма 4. Измерение параметров светящихся очагов	10 30 10 410	10
Всего		1354	10

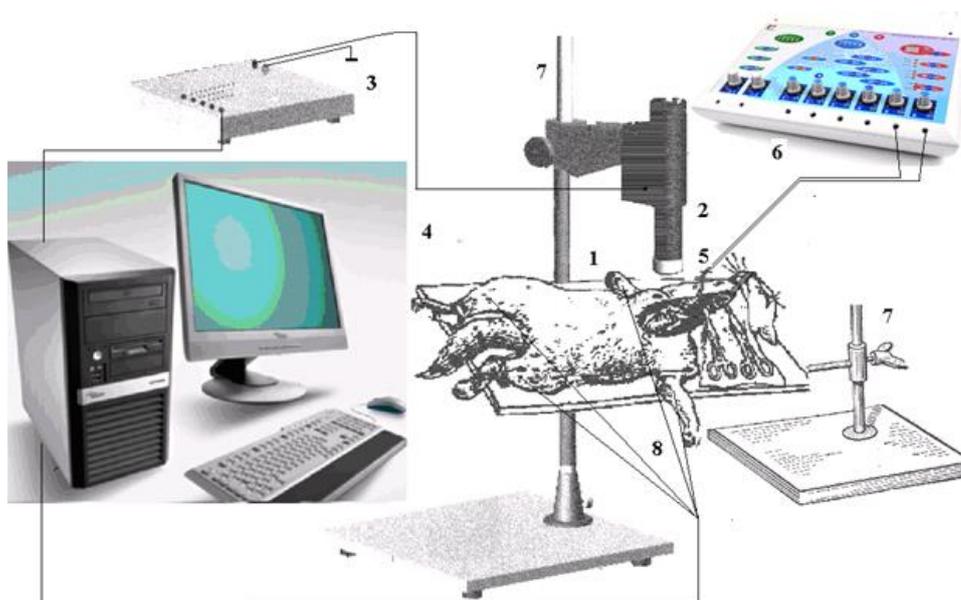


Рисунок 2.1 – Схема установки. 1 – кошка. 2 – установка, создающая высокочастотное электрическое поле, совмещённая с видеокамерой. 3 – блок управления высокочастотным электрическим полем. 4 – компьютер для получения изображений очагов свечения в высокочастотном электрическом поле и регистрации электрокардиограммы. 5 – электроды на блуждающих нервах. 6 – электростимулятор с электродами для раздражения периферического конца перерезанного блуждающего нерва. 7 – штативы. 8 – провода от электрокардиографических электродов

После фиксации наркотизированной кошки в положении «на спине» делали кожный разрез по средней линии шеи длиной 6 – 8 сантиметров от нижнего края щитовидного хряща. Расслаивали фасции шеи. Раздвигали края продольных мышц шеи. Проводили выделение правого блуждающего нерва из сосудисто-нервного пучка и его освобождение от соединительнотканых оболочек. Под блуждающий нерв подводили предметное стекло с отшлифованными краями. Центральную часть блуждающего нерва укладывали на биполярные платиновые электроды с межэлектродным расстоянием 3 миллиметра.

2.3. Визуализация блуждающего нерва в высокочастотном электрическом поле

Сверху выделенного блуждающего нерва прикладывали камеру установки КЭЛСИ (Санкт-Петербург, фирма «Элсис»), создающую высокочастотное электрическое поле (1024 Гц) и регистрирующую состояние объекта с помощью видеокамеры, вмонтированной в данный сканер. Критерием стандартизации расстояния между камерой и нервом являлось отсутствие регистрируемого изображения при соприкосновении нерва с камерой или его расположении на большем расстоянии от камеры, т.е., изображение регистрировалось тогда, когда нерв находился «не дальше» и «не ближе» необходимо расстояния от сканера.

При создании высокочастотного электрического поля (частота 1024 Гц) в течение 64 секунд осуществляли регистрацию очагов свечения области блуждающего нерва высокочувствительной и высокоскоростной видеокамерой установки (до 1000 кадров в секунду).

Высокая чувствительность данной видеокамеры позволяет с большой точностью определить количество светящихся очагов в блуждающем нерве, направление их распространения (рисунок 2.2).

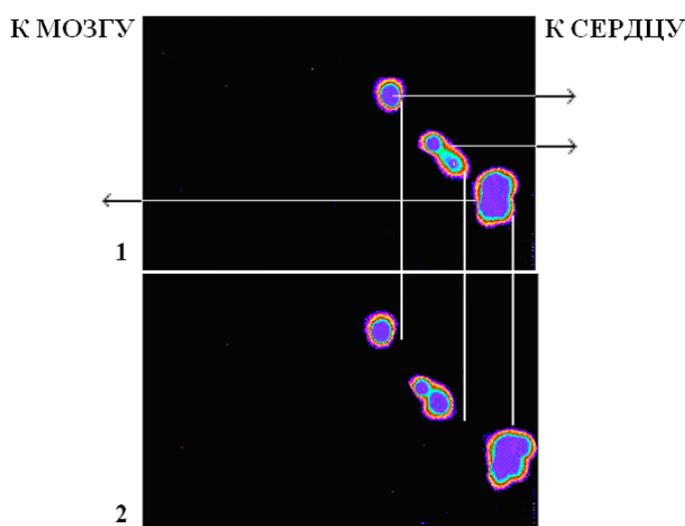


Рисунок 2.2 – Направление перемещения очагов свечения. Слева направо: проксимальный эфферентный, дистальный эфферентный и афферентный очаги.

Примечание: 1 – последующий фрагмент, 2 – предыдущий фрагмент

Производилось сопоставление во времени регистрируемой ЭКГ и очагов

свечения. Для дальнейшего анализа были взяты очаги, связанные с зубцом Р (рисунок 2.3).

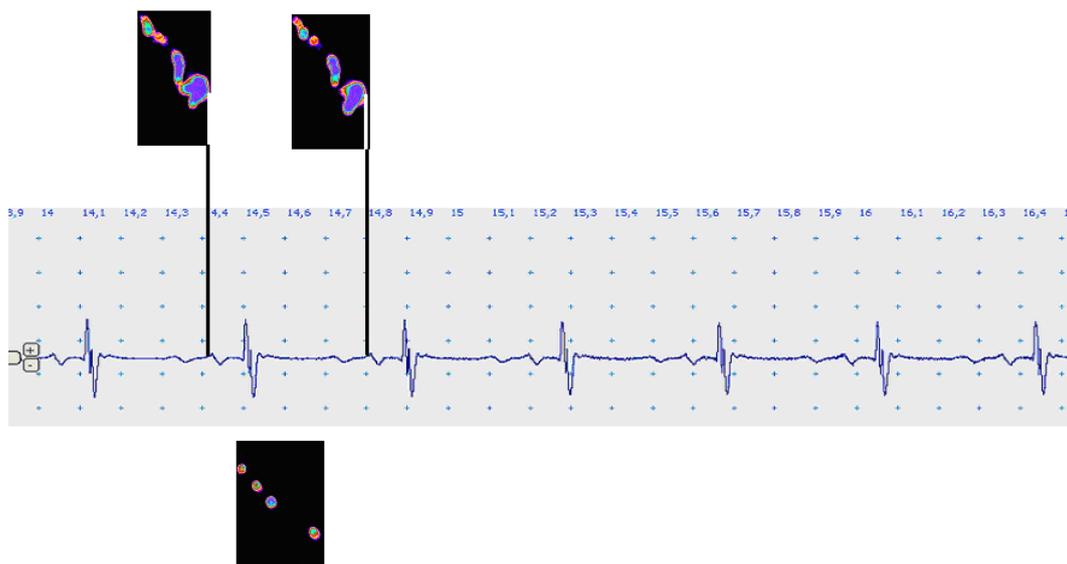


Рисунок 2.3 – Сопоставление ЭКГ со светящимися очагами в блуждающем нерве в высокочастотном электрическом поле в исходном состоянии. Над записью ЭКГ – анализируемые очаги свечения, связанные с элементами ЭКГ (зубец Р), под записью – фоновые очаги на протяжении сердечного цикла между зубцами Р

Программное обеспечение к экспериментальной установке позволяет делать томографические срезы очага возбуждения на основании интенсивности их свечения. Количество таких срезов каждого очага равно семи (рисунок 2.4). Производилось измерение площади каждого из срезов в мм² и толщины каждого среза в мм. Толщина определялась в самом широком участке путем измерения расстояния между внутренним и наружным краем среза. На рисунке 2.4 слева направо срезы проксимального, дистального эфферентных, афферентного очага. Видно, что площадь срезов очагов отличается, как отличается и толщина срезов.

Раздражение блуждающего нерва осуществляли электрическими импульсами длительностью 2 мс, частотой 2-5 Гц, амплитудой 1В в случае брадикардии и электрическими импульсами длительностью 2 мс, частотой 20 Гц, амплитудой 1В в случае управляемой брадикардии от электростимулятора ЭСУ-1.

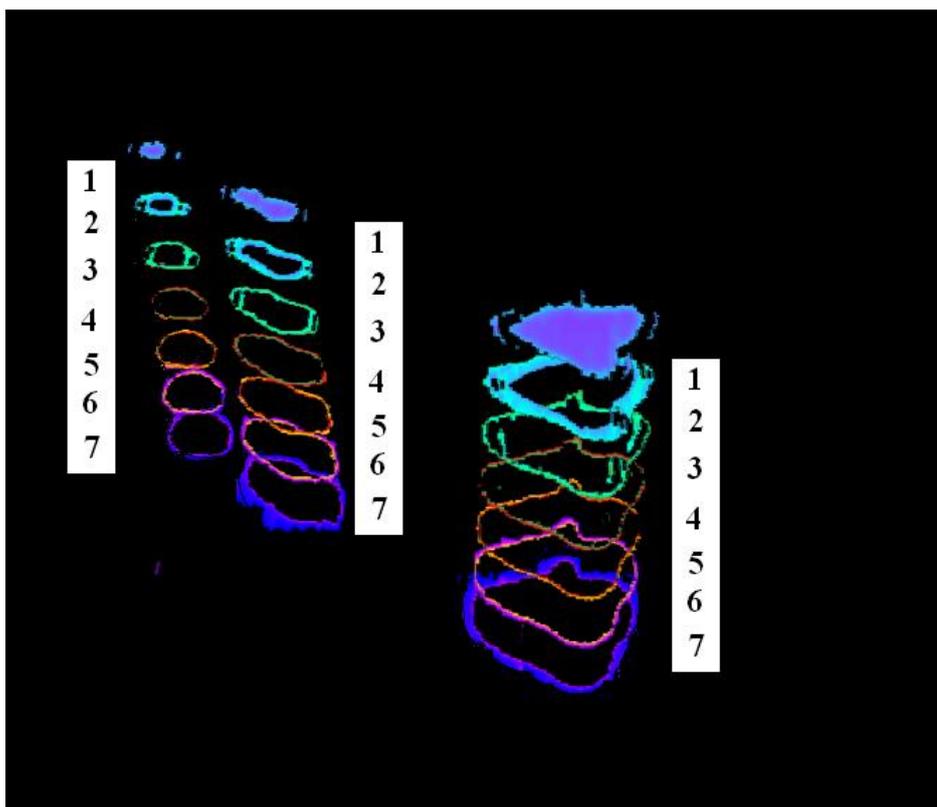


Рисунок 2.4 – Срезы очагов свечения. Слева направо: проксимальный эфферентный, дистальный эфферентный и афферентный очаги

2.4. Методика статистической обработки полученных результатов

Статистический анализ результатов исследования был проведен с использованием программы «STATISTIKA 8,0 for Windows». Полученные данные обрабатывали непараметрическими методами статистики. За достоверные различия средних величин в парных сравнениях был взят W-критерий Уилкоксона при $p < 0,05$.

ГЛАВА 3

ОЧАГИ СВЕЧЕНИЯ В ШЕЙНОМ ОТДЕЛЕ БЛУЖДАЮЩЕГО НЕРВА НАРКОТИЗИРОВАННОЙ КОШКИ

В высокочастотном электрическом поле у 10 кошек, находящихся в состоянии наркоза, наряду со светящимся фоном наблюдали 3 очага свечения в шейном отделе блуждающего нерва, связанные с ЭКГ (рисунок 3.1). Средние значения ЧСС составили $122,0 \pm 2,6$ ударов в минуту.

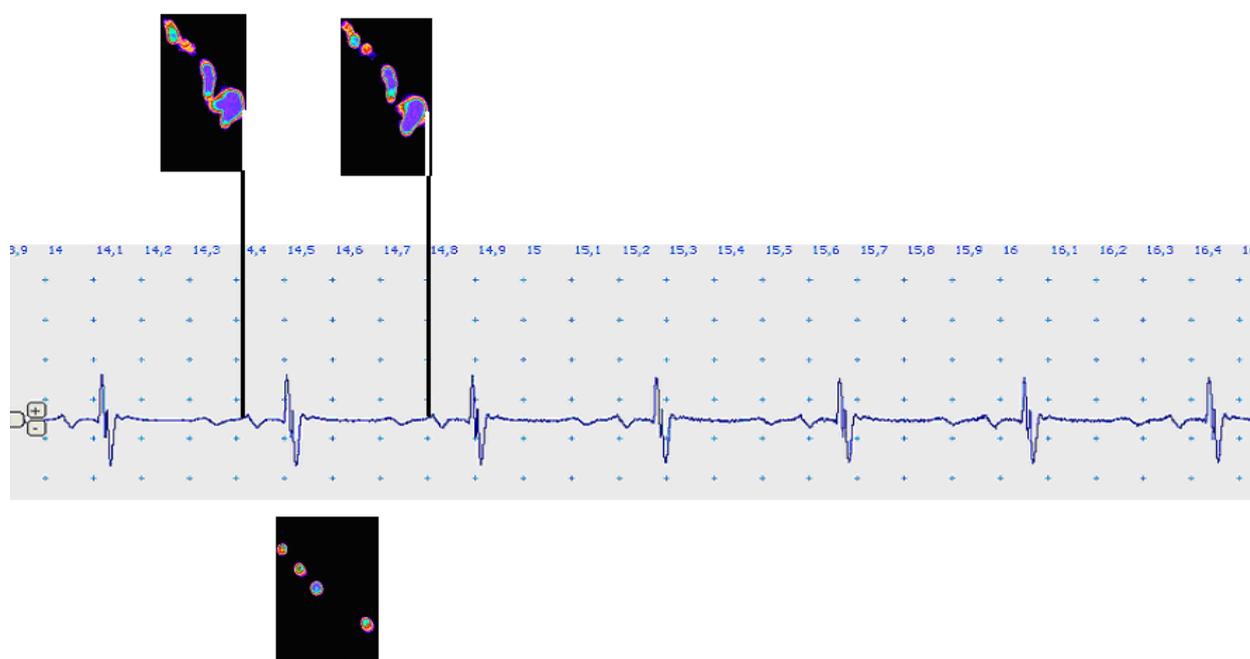


Рисунок 3.1 – Сопоставление ЭКГ со светящимися очагами в блуждающем нерве в высокочастотном электрическом поле в исходном состоянии. Над записью ЭКГ – анализируемые очаги свечения, связанные с элементами ЭКГ (зубец Р), под записью – фоновые очаги на протяжении сердечного цикла между зубцами Р

Анализ параметров очагов свечения показал, что площадь одного из очагов была всегда больше площади двух других, а наибольший по площади очаг распространялся от сердца к мозгу, остальные два – от мозга к сердцу (рисунок

3.2). Направление распространения очагов позволяет утверждать, что максимальный по площади очаг свечения является афферентным, а 2 других, меньших по площади, эфферентные. Причем, тот эфферентный очаг, который находится ближе к головному мозгу, был обозначен как проксимальный эфферентный, а тот, который ближе к сердцу, как дистальный эфферентный.

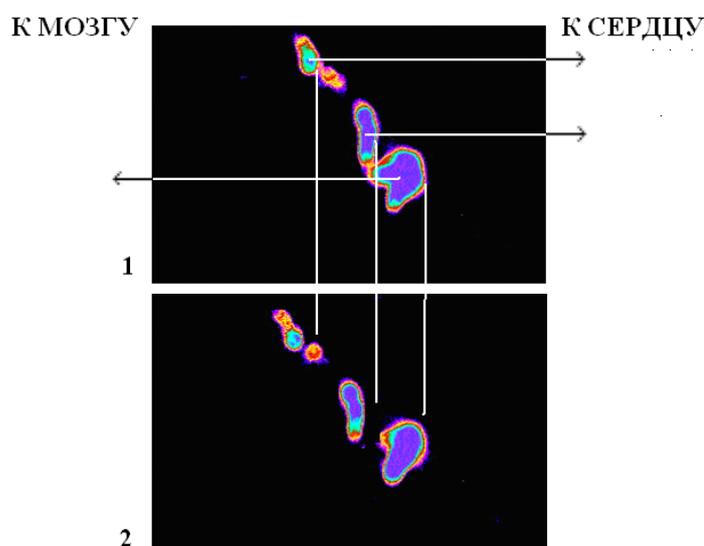
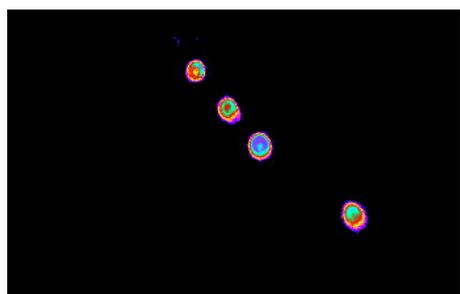


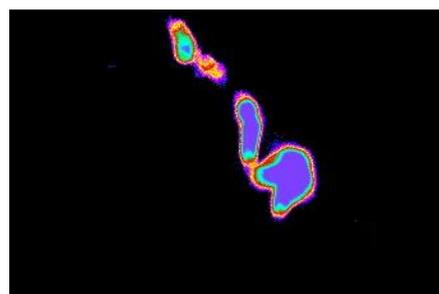
Рисунок 3.2 - Направление перемещения очагов свечения. Слева направо: проксимальный эфферентный, дистальный эфферентный и афферентный.

1 - последующий фрагмент. 2 – предыдущий фрагмент

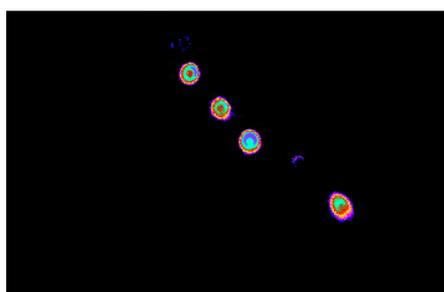
На рисунке 3.3 представлены фрагменты записи, на которых регулярно, с определенной периодичностью, сменяя фоновую активность, появляются очаги свечения, связанные с ЭКГ.



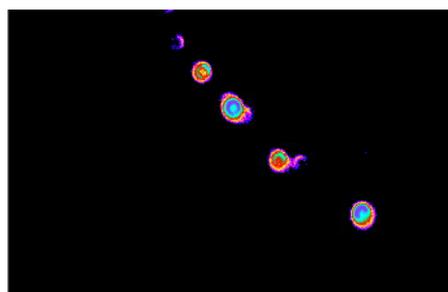
70мс



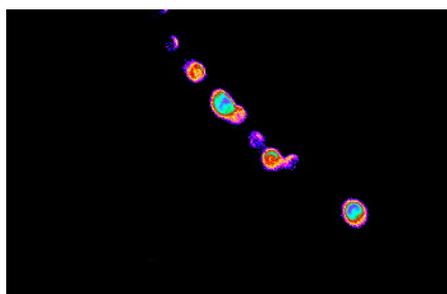
140 мс



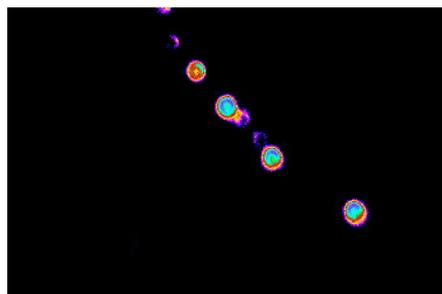
210 мс



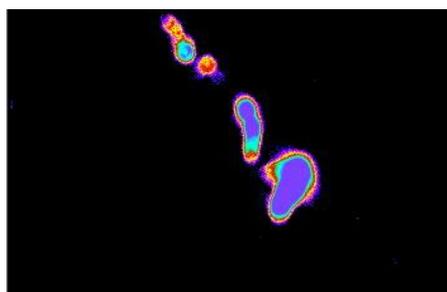
280 мс



350 мс



420 мс



490мс

Рисунок 3.3 – Фоновые очаги свечения и очаги свечения, связанные с ЭКГ. Очаги свечения, связанные с ЭКГ, отображены на фрагментах 140 и 490 мс, остальные фрагменты – фоновые очаги.

Для окончательного подтверждения афферентной и эфферентной природы регистрируемых очагов в конце каждого исследования проводилась полная перерезка шейной части блуждающего нерва. После этого производилась регистрация свечения центрального (ближе к головному мозгу) и периферического (ближе к сердцу) концов перерезанного блуждающего нерва в высокочастотном электрическом поле. В области периферического конца блуждающего нерва наблюдался только афферентный очаг (рисунок 3.4), в

области центрального – только эфферентные (рисунок 3.5).

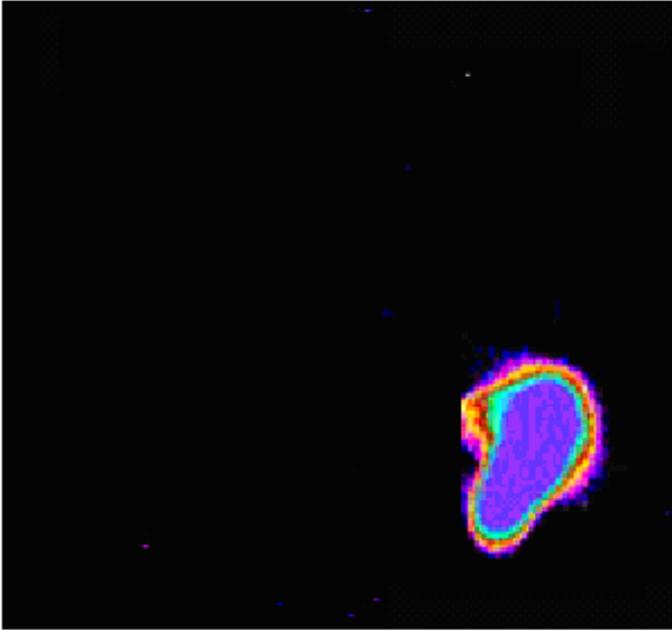


Рисунок 3.4 – Очаг свечения в периферическом конце блуждающего нерва

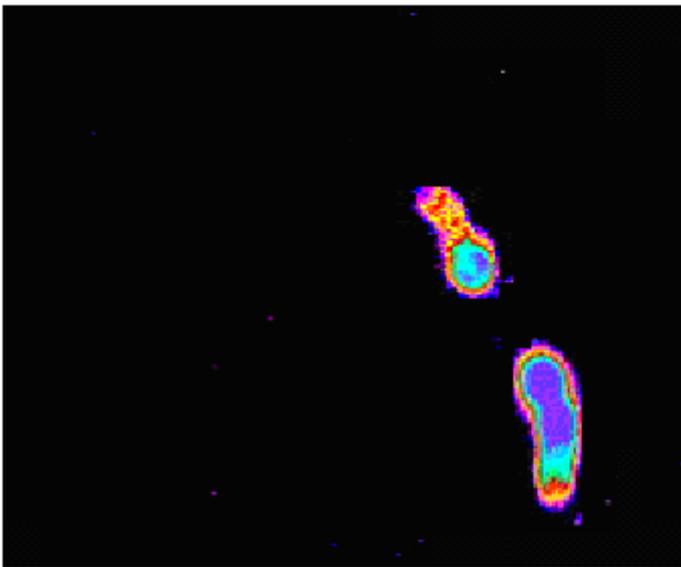


Рисунок 3.5 – Очаги свечения в центральном конце блуждающего нерва. Слева направо: проксимальный эфферентный, дистальный эфферентный

Анализ площади очагов имел 2 составляющие: измерение общей площади и площади центральной части очага с максимально интенсивным свечением (центральное поле фиолетового цвета очагов на рисунке 3.2). Результаты представлены в таблице 3.1.

Таблица 3.1 – Значения площади центральной части и общей площади афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов в исходном состоянии

В миллиметрах²

№ exper.	Афферентный очаг		Проксимальный эфферентный очаг		Дистальный эфферентный очаг	
	S центрально й части	Общая S	S центрально й части	Общая S	S центрально й части	Общая S
1	144	1311	6	76	14	114
2	146	943	52		58	301
3	111	381	41	278	16	80
4	41	155	11	55	2	23
5	228	1044			35	356
6	180	339	20	91	5	47
7	104	327	24	122	17	63
8	91	465	12	108	18	123
9	138	1103	28	535		
10	85	212	15	63	5	32
M±SD	126±52,7	628±424,6	23,2±15,1	166,0±165,0	18,8±17,6	126,5±120,1

Из таблицы видно, что проксимальный очаг не удалось идентифицировать в 5-м эксперименте, а также частично во 2-м, а дистальный – в 9-м эксперименте.

Программное обеспечение к экспериментальной установке позволяет делать томографические срезы очага возбуждения на основании их интенсивности. Количество таких срезов каждого очага равно семи (рисунок 3.6).

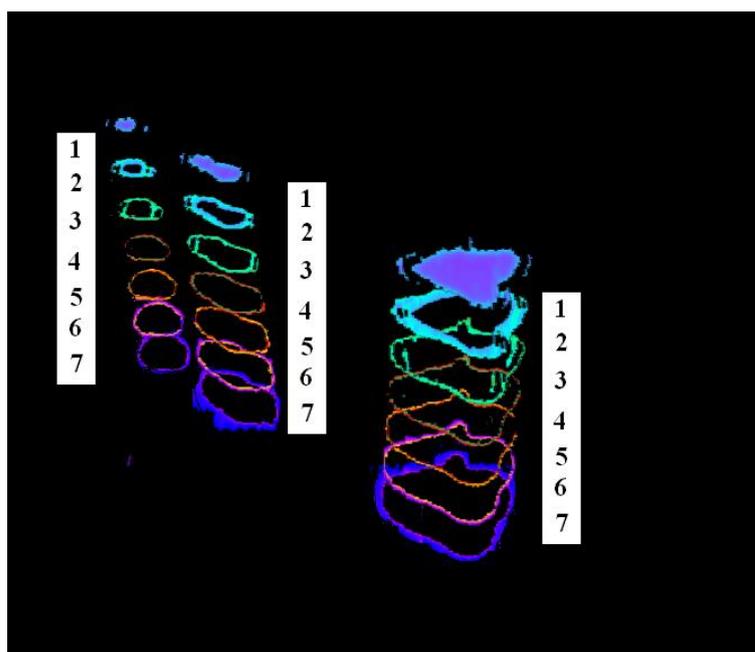


Рисунок 3.6 – Томографические срезы афферентного и эфферентных очагов, связанных с

ЭКГ. Слева направо: проксимальный эфферентный, дистальный эфферентный и афферентный очаги

Производился анализ площади каждого среза всех трех очагов, результаты представлены в таблицах 3.3, 3.4 и 3.5. Для наглядного формирования представления о значениях площади срезов очагов и их динамики во всех экспериментах в таблице 3.6 представлены средние значения площади срезов. Из таблицы 3.6 видно, что во всех без исключения наблюдениях имелась тенденция к увеличению площади очага возбуждения от 1-го среза к 7-му. Динамика изменения площади срезов афферентного и эфферентных очагов представлена на рисунке 3.7.

Таблица 3.2 – Значения площади срезов афферентного очага

В миллиметрах²

№ эксперимента	1 срез	2 срез	3 срез	4 срез	5 срез	6 срез	7 срез
1	144	378	541	358	413	756	1311
2	146	223	397	419	557	610	943
3	111	198	239	303	329	356	381
4	41	66	73	110	122	141	155
5	228	403	496	606	772	704	1044
6	180	244	351	378	392	428	339
7	104	97	177	231	281	287	327
8	91	179	256	308	366	411	465
9	138	543	542	545	522	843	1103
10	85	121	148	172	180	190	212
M±SD	126,8± 52,7	245,2± 151,9	322,0± 169,5	343,0± 154,9	393,4± 189,6	472,6± 243,4	628,0± 324,6

Таблица 3.3 – Значения площади срезов проксимального эфферентного очага

В миллиметрах²

№ эксперимента	1 срез	2 срез	3 срез	4 срез	5 срез	6 срез	7 срез
1	6	11	18	26	28	56	76
2	52	130					
3	41	113	121	153	160	197	278
4	11	37	42	53	51	60	55
5							
6	20	39	52	66	86	89	91
7	24	27	70	92	103	113	122

8	12	38	49	68	78	99	108
9	28	195	388	243	398	445	535
10	15	22	32	39	48	55	63
M±SD	23,2±15,0	68±62,9	96,5±121,7	92,5±72,1	119±119,8	139,25± 131,9	166± 165,0

Таблица 3.4 - Значения площади срезов дистального эфферентного очага

В миллиметрах²

№ эксперимента	1 срез	2 срез	3 срез	4 срез	5 срез	6 срез	7 срез
1	14	25	35	86	93	97	114
2	58	86	77	116	134	211	301
3	16	56	55	74	79	95	80
4	2	5	7	11	12	13	23
5	35	70	67	211	184	181	356
6	5	22	26	34	35	42	47
7	17	16	49	53	59	61	63
8	18	38	75	76	100	109	123
9							
10	5	10	13	17	25	29	32
M±SD	18,8±17,6	36,4±28,3	44,8±26,1	75,3±61,1	80,1±52,2	93,1±67,1	126,5± 120,1

Таблица 3.5 – Средние значения площади срезов очагов.

В миллиметрах²

№ среза	S афферентного, M±SD, мм ²	S проксимального эфферентного, M±SD, мм ²	S дистального эфферентного, M±SD, мм ²
1	126,8±16,7	17,0±4,8	11,0±2,5
2	245,2±48,1	39,2±13,1	24,6±6,6
3	322,0±53,5	52,1±13,7	37,1±9,1
4	343,0±49,0	68,8±17,2	50,1±11,4
5	393,4±59,9	75,8±17,9	57,6±13,1
6	472,6±79,9	91,8±20,6	63,7±14,1
7	628,0±134,3	108,8±30,5	68,8±14,7

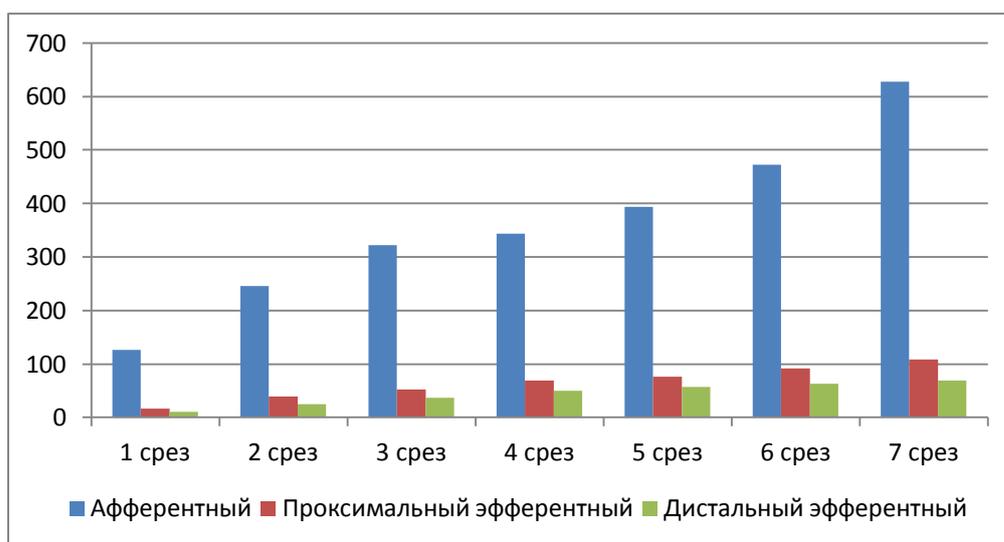


Рисунок 3.7 – Динамика изменения средних значений площади срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов. По вертикали значения площади в мм²

Анализ толщины срезов афферентного и эфферентных очагов показал следующие средние значения (таблица 3.7)

Таблица 3.6 – Средние значения толщины срезов афферентного и эфферентных очагов

В миллиметрах

№ среза	Толщина афферентного, М±SD	Толщина проксимального эфферентного, М±SD	Толщина дистального эфферентного, М±SD
1	13,9±4,7	3,6±1,65	4,8±0,55
2	4,2±1,6	3,3±1,87	3,2±0,29
3	1,7±0,4	1,25±0,46	1,1±0,1
4	1,0	1,0	1,0
5	1,0	1,0	1,0
6	1,0	1,12±0,35	1,1±0,1
7	4,6±1,8	3,25±1,16	4,3±0,3

Сопоставление полученных значений толщины срезов очагов изображено на диаграмме (рисунок 3.7).

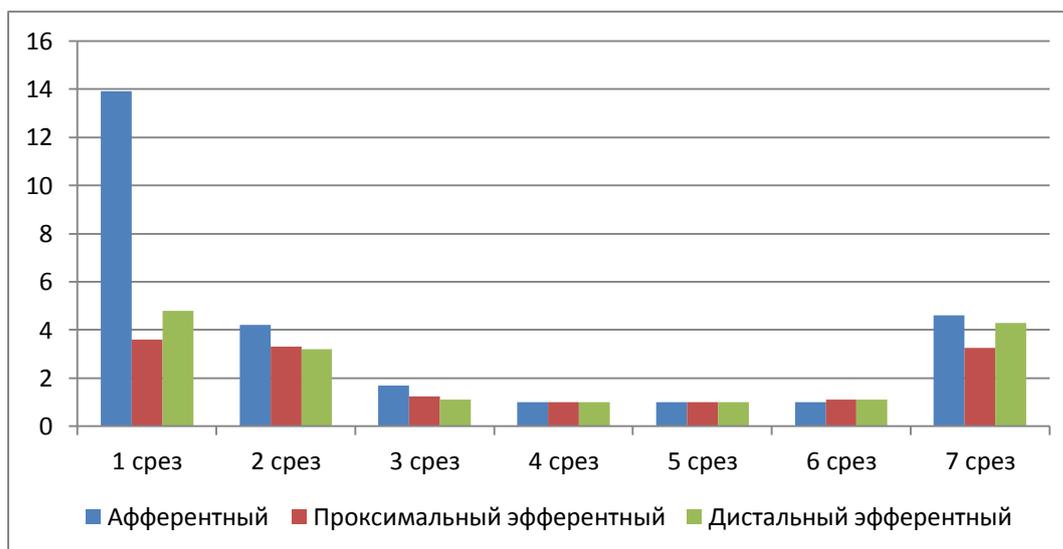


Рисунок 3.7 - Динамика изменения средних значений толщины срезов аfferентного, проксимального и дистального эfferентных очагов. По вертикали значения толщины в мм

Из рисунка 3.7 видно, что толщина разных срезов имеет разные значения: максимальные значения наблюдаются у 1-го, 2-го и 7-го срезов, минимальные – у 3-го, 4-го, 5-го и 6-го. При этом толщина 1-го среза значительно преобладает у аfferентного очага, а значения толщины 2-го и 7-го примерно равны у всех очагов.

Резюме.

В высокочастотном электрическом поле в шейном отделе блуждающего нерва наряду со светящимся фоном было выявлено 3 очага свечения, связанные с ЭКГ.

Один из очагов, наибольший по площади, является аfferентным, 2 других, меньшие по площади, эfferентные – проксимальный и дистальный.

Внутри очага свечения имеется зона с наибольшей интенсивностью свечения – центральная часть. Площадь центральной части и общая площадь очага были значительно больше у аfferентного очага по сравнению с эfferентными ($p < 0,05$), а аналогичные значения проксимального и дистального очагов практически не отличались друг от друга ($p > 0,05$) (Приложение А).

С помощью программного обеспечения к экспериментальной установке было выделено 7 томографических срезов очага возбуждения на основании их интенсивности. Наблюдалась стабильная динамика увеличения площади и уменьшения интенсивности свечения срезов от 1-го к 7-му.

Наибольшая толщина наблюдалась у 1-го, 2-го и 7-го срезов всех очагов, при этом толщина 1-го среза афферентного очага значительно преобладала над толщиной эфферентных. Значения толщины 2-го и 7-го срезов всех очагов были примерно равны.

ГЛАВА 4

ОЧАГИ СВЕЧЕНИЯ В ШЕЙНОМ ОТДЕЛЕ БЛУЖДАЮЩЕГО НЕРВА НАРКОТИЗИРОВАННОЙ КОШКИ ПРИ СТИМУЛЯЦИИ БЛУЖДАЮЩЕГО НЕРВА, СОПРОВОЖДАЮЩЕЙСЯ РАЗВИТИЕМ БРАДИКАРДИИ

В высокочастотном электрическом поле у 10 кошек, находящихся в состоянии наркоза, при стимуляции блуждающего нерва и развитии брадикардии наряду со светящимся фоном наблюдали 3 очага свечения в шейном отделе блуждающего нерва, связанные с ЭКГ (рисунок 4.1).

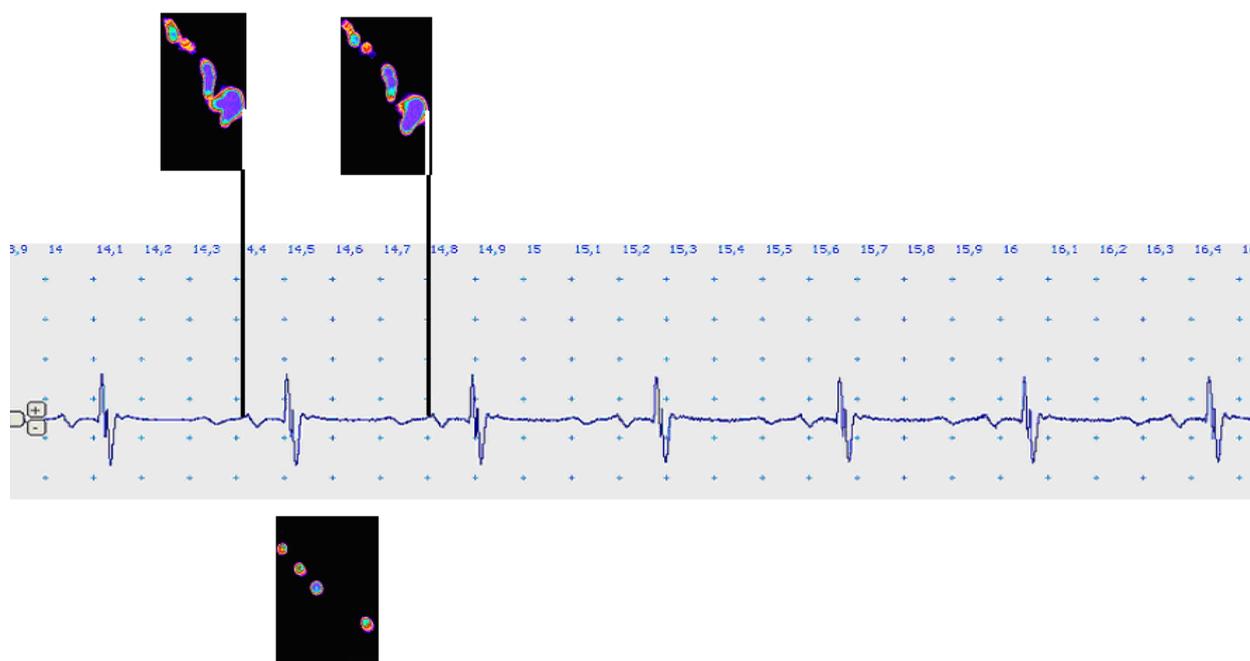


Рисунок 4.1 – Сопоставление ЭКГ со светящимися очагами в блуждающем нерве в высокочастотном электрическом поле при развитии брадикардии в результате электрической стимуляции. Над записью ЭКГ – анализируемые очаги свечения, связанные с элементами ЭКГ (зубец Р), под записью – фоновые очаги на протяжении сердечного цикла между зубцами Р.

Брадикардия развивалась на фоне действия периодического раздражителя частотой от 2 до 5 Гц, при этом средние значения ЧСС составили $80,1 \pm 1,6$ ударов в минуту.

Анализ площади афферентного и эфферентных очагов также как и при оценке площади очагов в исходном состоянии имел 2 составляющие: измерение общей площади очага и площади центральной части очага с максимально интенсивным свечением фиолетового цвета на рисунке 4.2. Количественные результаты анализа представлены в таблице 4.1.

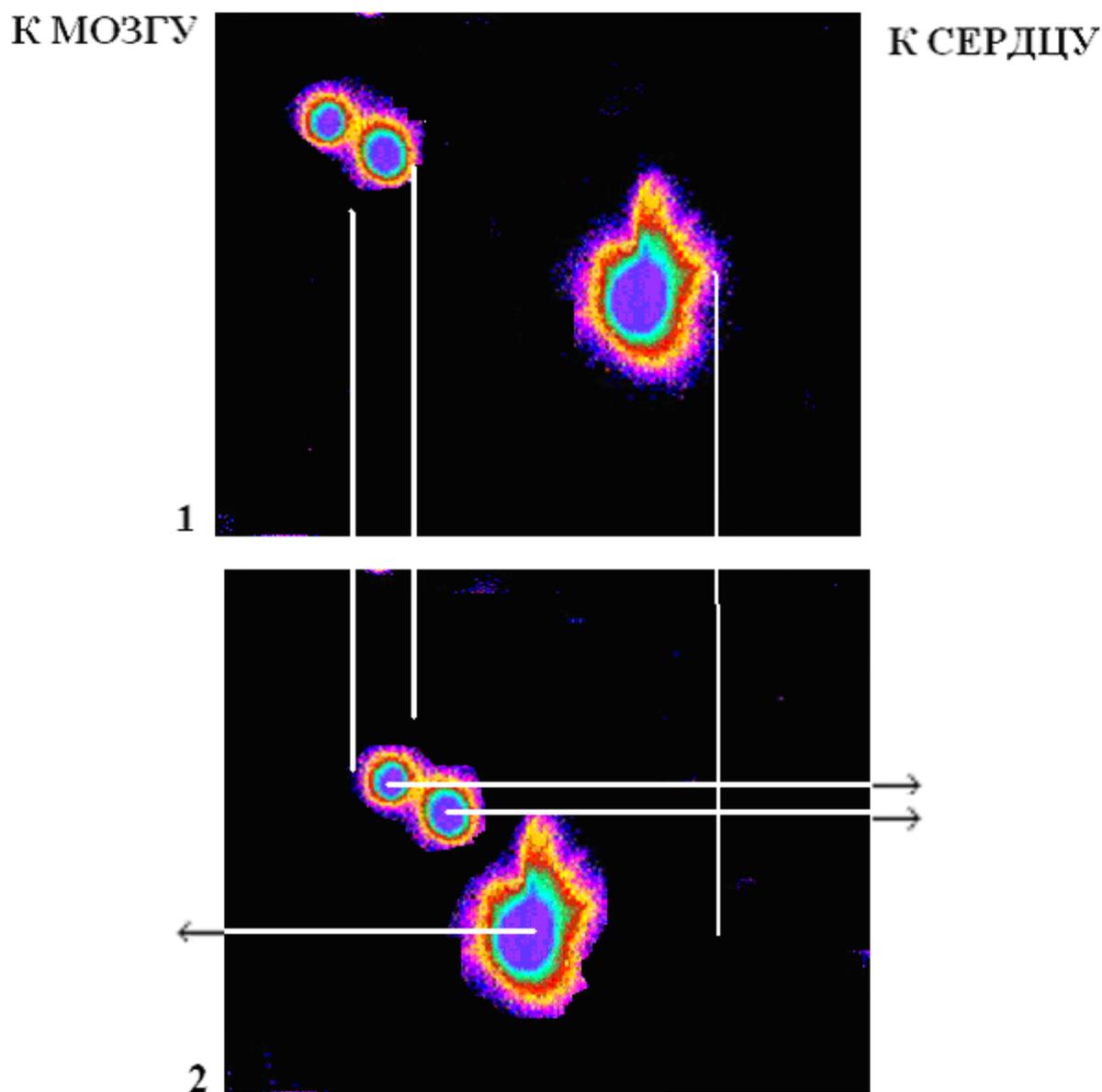


Рисунок 4.2 – Проксимальный эфферентный, дистальный эфферентный и афферентный очаги (слева направо, соответственно) при брадикардии, направление их распространения и составляющие для анализа площади.

Таблица 4.1 – Значения площади центральной части и общей площади афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов при брадикардии

В миллиметрах²

№ экспе р.	Афферентный очаг		Проксимальный эфферентный очаг		Дистальный эфферентный очаг	
	S центрально й части	Общая S	S центрально й части	Общая S	S центрально й части	Общая S
1	171	600	56	194	63	346
2	157	572	226	397	500	452
3	233	566	22	139	29	150
4	189	345	68	305	118	296
5	255	611	51		43	313
6	165	458	112	305	115	285
7	174	871	28	269	43	294
8	319	1289	136	465	259	526
9	243	560	113	278	211	347
10	187	845	12	100	19	128
M±SD	209,3±51,7	671,7±267,8	82,4±65,6	283,4±116,4	140,0±149,6	313,7±119,7

Было произведено сравнение полученных средних значений площади очагов при брадикардии со средними значениями площади очагов в исходном состоянии, результаты сравнения представлены в таблице 4.2. При сравнении было выявлено, что средние значения площади афферентного очага, проксимального и дистального эфферентных очагов при брадикардии стали больше, чем в исходном состоянии ($p < 0,05$), а дистальный очаг стал больше проксимального ($p < 0,05$) (Приложение А).

Таблица 4.2 – Сравнение средних значений площади центральной части и общей площади афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов при брадикардии и в исходном состоянии

В миллиметрах²

	Исходное состояние		Брадикардия	
	S центральной части, M±SD	Общая S, M±SD	S центральной части, M±SD	Общая S, M±SD
Афферентный	126,8±52,7	628±424,6	209,3±51,79	671,7±267,8
Проксимальный эфферентный	23,2±15,1	166,0±165,0	82,4±65,6	283,4±116,4
Дистальный эфферентный	18,8±17,6	126,5±120,1	140,0±149,6	313,7±119,7

Выполненные томографические срезы очагов возбуждения на основании их интенсивности с помощью программного обеспечения к экспериментальной установке показаны на рисунке 4.3, а значения площади срезов очагов представлены в таблицах 4.3, 4.4 и 4.5.

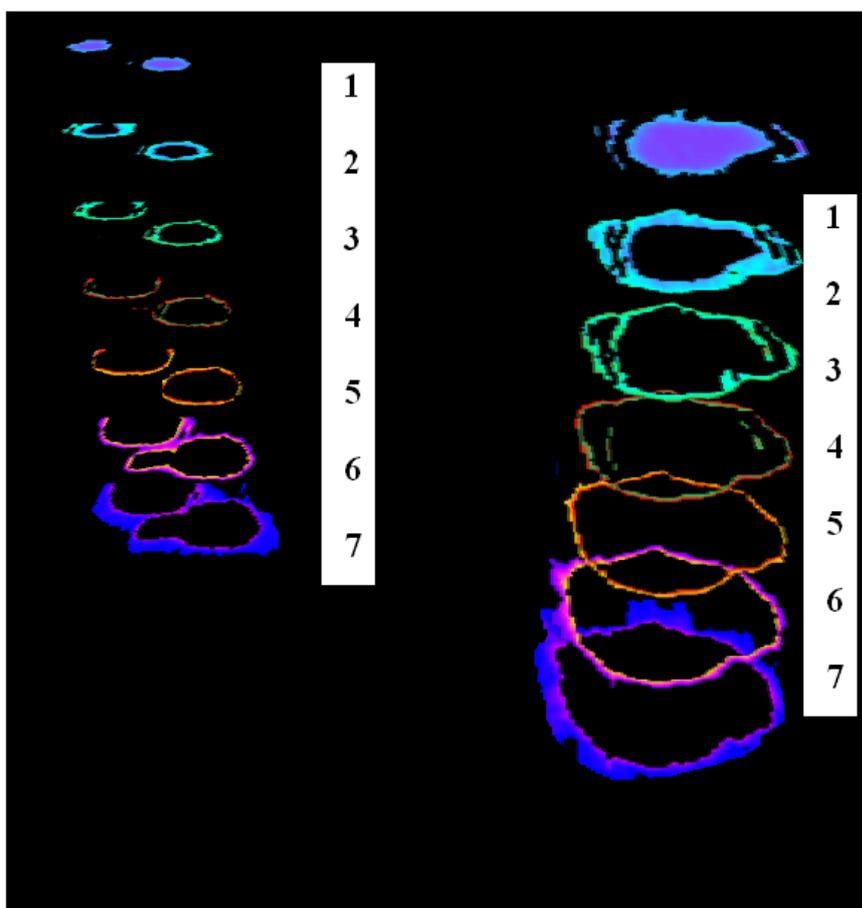


Рисунок 4.3 – Томографические срезы афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов, связанных с ЭКГ. Слева направо: проксимальный эфферентный, дистальный эфферентный и афферентный.

Таблица 4.3 – Значения площади срезов афферентного очага при брадикардии

В миллиметрах²

№ эксперимента	1 срез	2 срез	3 срез	4 срез	5 срез	6 срез	7 срез
1	171	334	361	415	463	505	600
2	157	436	444	484	582	526	572

3	233	251	335	329	361	342	566
4	189	294	309	334	362	331	345
5	255	444	434	452	426	579	611
6	165	296	318	346	352	345	458
7	174	379	591	601	637	679	871
8	319	579	792	780	994	1061	1289
9	243	696	726	759	842	612	560
10	187	322	400	483	588	645	845
M±SD	209,3±51, 7	403,1±140 ,6	471,0±173 ,1	498,3± 165,4	560,7±217 ,5	562,5±217 ,5	671,7± 267,8

Таблица 4.4 – Значения площади срезов проксимального эфферентного очага при брадикардии
В миллиметрах²

№ эксперимента	1 срез	2 срез	3 срез	4 срез	5 срез	6 срез	7 срез
1	56	72	109	135	158	167	194
2	226	232	242	271	223	290	397
3	22	28	30	48	61	88	139
4	68	181	182	211	232	253	305
5	51	73	83				
6	112	192	222	233	255	280	305
7	28	94	113	118	157	168	269
8	136	322	359	360	376	356	465
9	113	219	260	237	222	214	278
10	12	29	15	45	49	66	100
M±SD	85,4±65,6	144,2±98, 9	161,5±110 ,1	198,6± 105,5	211,8±100 ,7	216,8±95, 9	283,4±116 ,4

Таблица 4.5 – Значения площади срезов дистального эфферентного очага при брадикардии
В миллиметрах²

№ эксперимента	1 срез	2 срез	3 срез	4 срез	5 срез	6 срез	7 срез
1	63	129	163	198	262	272	346
2	500	420	389	390	384	418	452
3	29	35	49	64	86	100	150
4	118	196	209	204	244	259	296
5	43	83	62	153	182	221	313
6	115	187	219	221	238	239	285
7	43	115	157	159	187	199	294
8	259	335	432	454	301	346	526
9	211	231	255	260	297	299	347
10	19	30	29	58	75	94	128
M±SD	140,0± 149,6	176,1± 126,5	196,4± 136,2	216,1± 126,7	225,6± 96,1	244,7± 100,2	313,7± 119,7

Средние значения площадей срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов представлены в таблице 4.6.

Таблица 4.6 – Средние значения площадей срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов при брадикардии

В миллиметрах²

№ среза	Афферентный, М±SD, мм ²	Проксимальный эфф., М±SD, мм ²	Дистальный эфф., М±SD, мм ²
1	209,3±51,79	85,4±65,6	140,0±149,6
2	403,1±140,6	144,2±98,9	176,1±126,5
3	471,0±173,1	161,5±110,1	196,4±136,2
4	498,3±165,4	198,6±105,5	216,1±126,7
5	560,7±217,5	211,8±100,7	225,6±96,1
6	562,5±217,5	216,8±95,9	244,7±100,2
7	671,7±267,8	283,4±116,4	313,7±119,7

При анализе полученных средних значений площади срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов при брадикардии была выявлена стабильная динамика увеличения площади от первого к седьмому срезу.

Динамика изменения площади срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов представлена на рисунке 4.4.

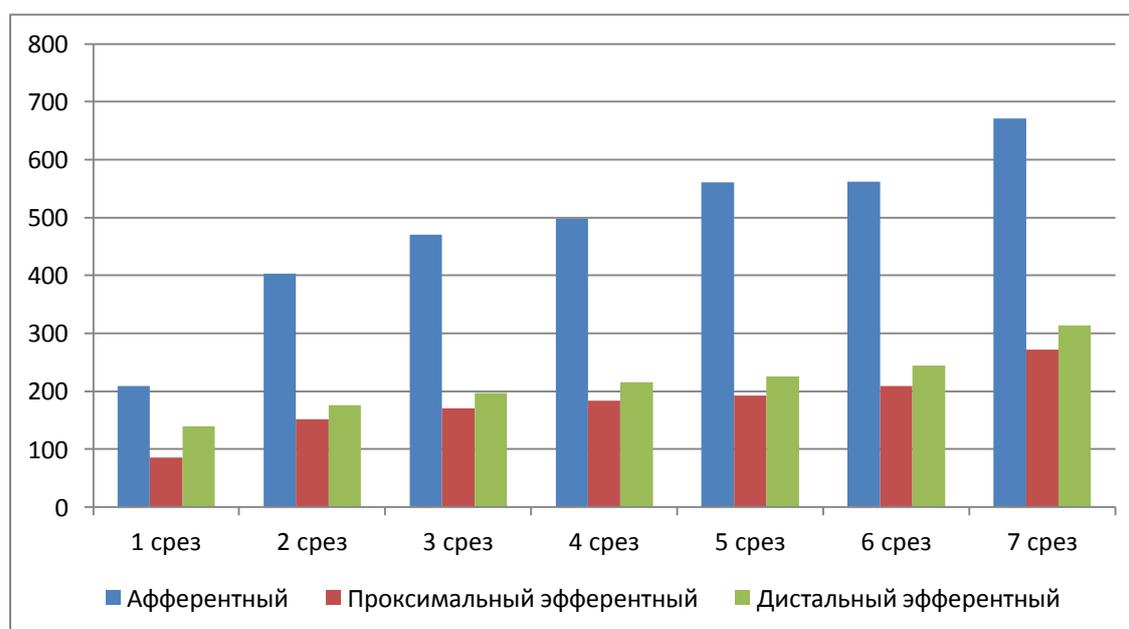


Рисунок 4.4 – Динамика изменения площади срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов. По вертикали значения площади в мм²

Анализ толщины срезов афферентного и эфферентных очагов показал следующие значения, результаты которых представлены в таблице 4.7.

Таблица 4.7 – Средние значения толщины срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов

В миллиметрах

№ среза	Толщина афферентного M±SD	Толщина проксимального эфферентного M±SD	Толщина дистального эфферентного M±SD
1	14,2±3,0	8,4±1,56	11,6±2,38
2	4,9±1,6	4,4±0,7	5,4±0,95
3	2,1±0,8	1,9±0,37	2,5±0,5
4	1,3±0,4	1,4±0,24	1,6±0,3
5	1,2±0,4	1,3±0,16	1,4±0,2
6	1,4±0,6	1,6±0,33	1,4±0,2
7	4,4±0,9	4,1±0,3	4,6±0,37

Сопоставление полученных значений толщины срезов очагов изображено на рисунке 4.5.

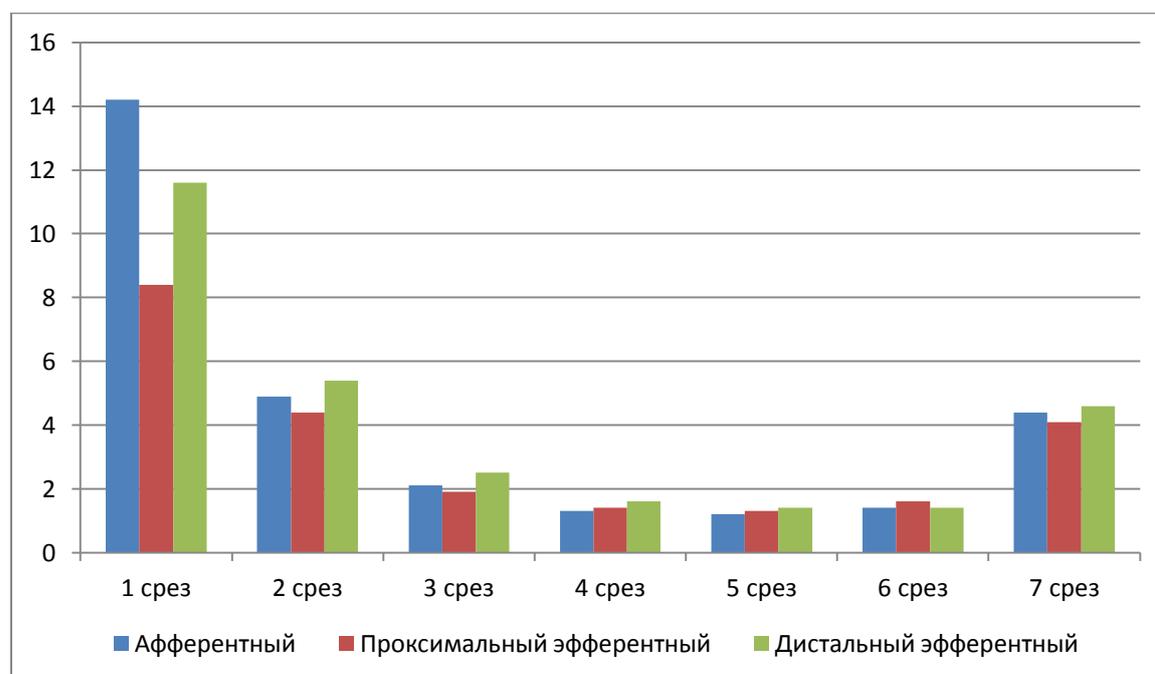


Рисунок 4.5 – Динамика изменения средних значений толщины срезов афферентного, проксимального и дистального эфферентных очагов при брадикардии. По вертикали значения

толщины в мм

Из рисунка 4.5 видно, что толщина разных срезов имеет разные значения: максимальные значения наблюдаются у 1-го, 2-го и 7-го срезов, минимальные – у 3-го, 4-го, 5-го и 6-го. При этом толщина 1-го среза афферентного очага в отличие от исходного состояния мало отличается от аналогичного значения эфферентных очагов, а значения толщины 2-го и 7-го также, как в исходном состоянии, примерно равны у всех очагов.

Резюме.

В высокочастотном электрическом поле в шейном отделе блуждающего нерва наряду со светящимся фоном при стимуляции блуждающего нерва и развитии брадикардии было выявлено 3 очага свечения, связанных с ЭКГ.

Было выявлено, что средние значения площади афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов при брадикардии были больше, чем в исходном состоянии ($p > 0,05$), а дистальный очаг при брадикардии преобладал над проксимальным ($p > 0,05$) (Приложение А).

Площадь срезов всех очагов увеличивалась от первого к седьмому.

Средние значения площади срезов при брадикардии больше средних значений площади срезов в исходном состоянии.

Толщина срезов, как в исходном состоянии, максимальная у 1-го, 2-го и 7-го срезов, но выраженного преобладания толщины 1-го среза афферентного очага не наблюдается.

ГЛАВА 5

ОЧАГИ СВЕЧЕНИЯ В ШЕЙНОМ ОТДЕЛЕ БЛУЖДАЮЩЕГО НЕРВА НАРКОТИЗИРОВАННОЙ КОШКИ ПРИ СТИМУЛЯЦИИ БЛУЖДАЮЩЕГО НЕРВА, СОПРОВОЖДАЮЩЕЙСЯ РАЗВИТИЕМ УПРАВЛЯЕМОЙ БРАДИКАРДИИ

В высокочастотном электрическом поле у 10 кошек, находящихся в состоянии наркоза, при залповой стимуляции блуждающего нерва и развитии управляемой брадикардии наряду со светящимся фоном наблюдали 3 очага свечения в шейном отделе блуждающего нерва, связанные с ЭКГ (рисунок 5.1).

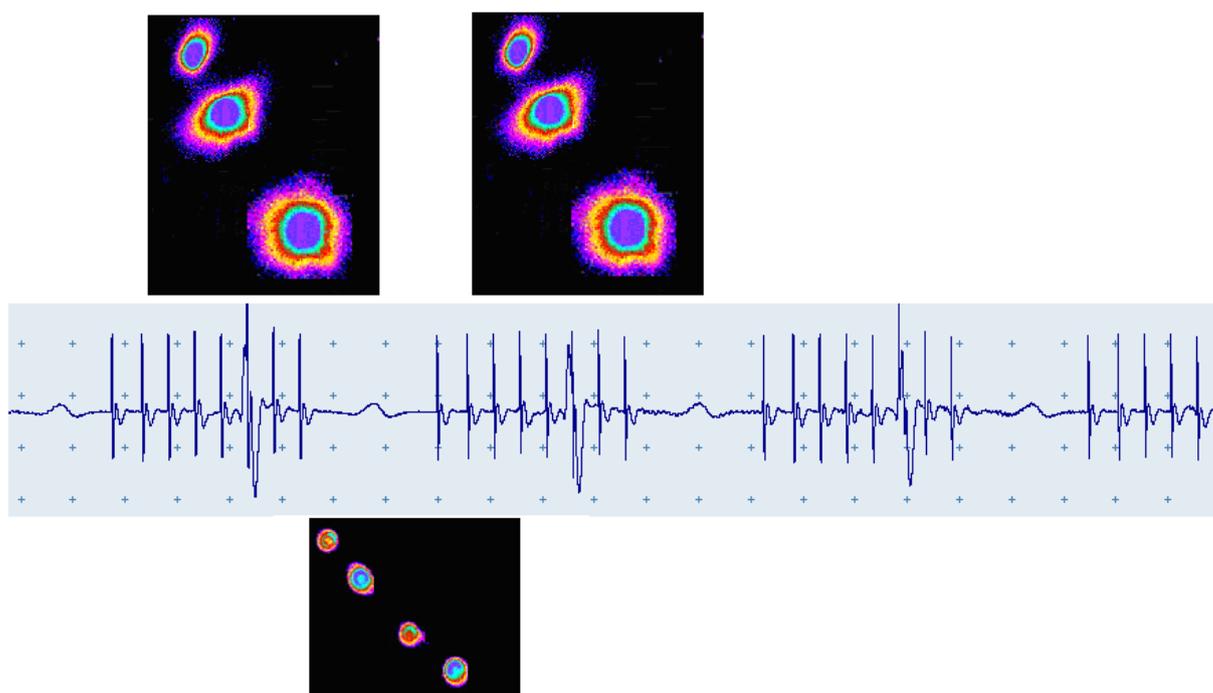


Рисунок 5.1 – Сопоставление ЭКГ со светящимися очагами в блуждающем нерве в высокочастотном электрическом поле при развитии управляемой брадикардии при паттерной электрической стимуляции. Над записью ЭКГ – анализируемые очаги свечения, связанные с элементами ЭКГ (зубец Р), под записью – фоновые очаги на протяжении сердечного цикла между зубцами Р

Каждый залп состоял из 8 импульсов, длительностью 2 мс каждый и

частотой следования 20 Гц. При этом развивалась управляемая брадикардия со снижением ЧСС до $78,0 \pm 2,2$ удара в минуту (среднее значение).

Анализ площади афферентного и эфферентных очагов также как и при оценке площади очагов в исходном состоянии и брадикардии имел 2 составляющие: измерение общей площади очага (площадь всей светящейся зоны) и площади центральной части очага с максимально интенсивным свечением (зона фиолетового цвета в центре каждого из очагов). Эти составляющие изображены на рисунке 5.2, результаты анализа представлены в таблице 5.1.

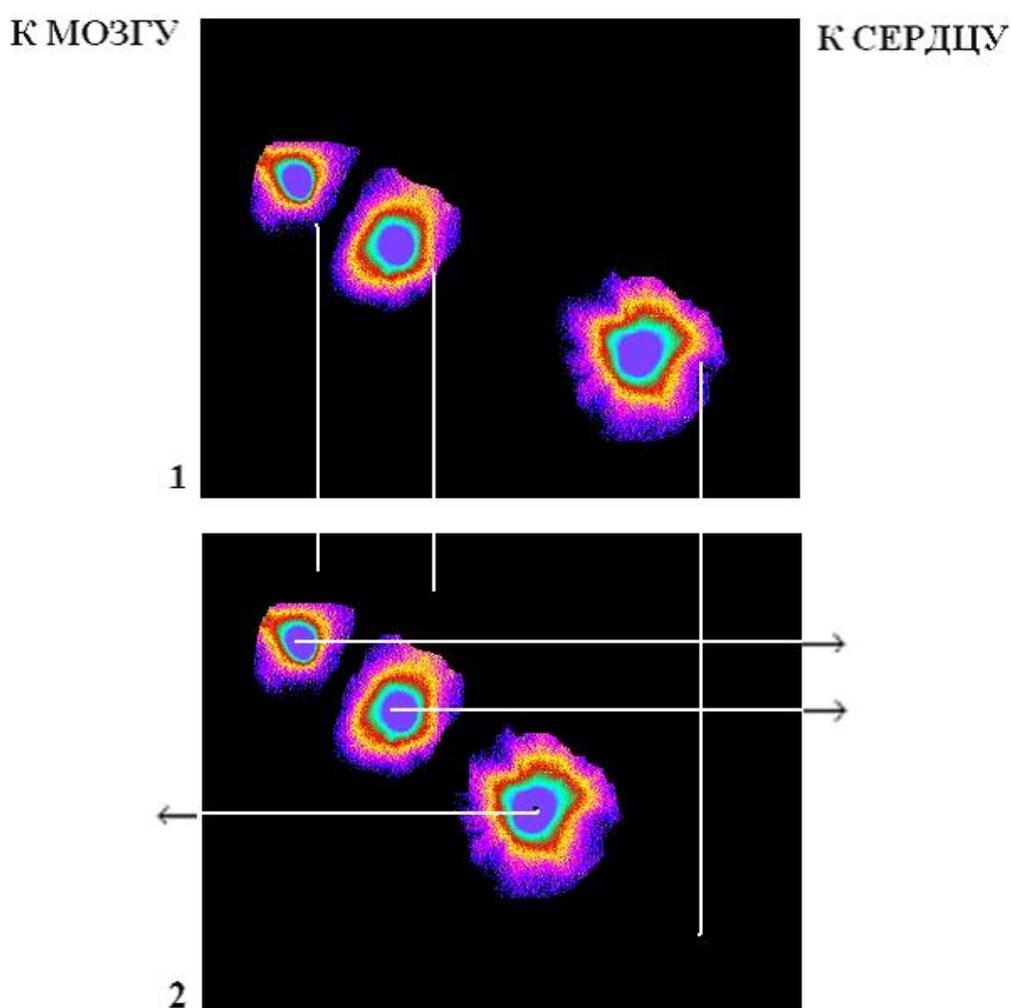


Рисунок 5.2 – Проксимальный эфферентный, дистальный эфферентный и афферентный очаги (слева направо, соответственно) при управляемой брадикардии, направление их распространения и составляющие для анализа площади

Таблица 5.1 – Значение площади центральной части и общей площади афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов

В миллиметрах²

№ exper.	Афферентный очаг		Проксимальный эфферентный очаг		Дистальный эфферентный очаг	
	S центральной части	Общая S	S центральной части	Общая S	S центральной части	Общая S
1	140	1081	14	89	35	228
2	123	485	69	221	200	435
3	101	299	36	163	59	293
4	261	743	62	379	58	410
5	94	408	25		68	371
6	313	734	30	258	83	489
7	628	748	88	611	86	192
8	530	1118	186	296	192	594
9	140	1081	265	392	319	594
10	123	485	34	241	82	261
M±SD	241,4±193,7	654,9±286,1	80,9±81,5	294,4±152,4	118,2±89,8	386,7±144,2

Было произведено сравнение полученных средних значений площади очагов при управляемой брадикардии со средними значениями площади очагов при брадикардии и в исходном состоянии, результаты представлены в таблице 5.2.

Таблица 5.2 – Сравнение средних значений площади центральной части и общей площади афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов при управляемой брадикардии, брадикардии и в исходном состоянии

В миллиметрах²

	Исходное состояние		Брадикардия		Управляемая брадикардия	
	S центральной части, M±SD	Общая S, M±SD	S центральной части, M±SD	Общая S, M±SD	S центральной части, M±SD	Общая S, M±SD
Афферентный	126,8±52,7	628±424,6	209,3±51,79	671,7±267,8	241,4±193,7	654,9±286,1
Проксимальный эфферентный	23,2±15,1	166,0±165,0	82,4±65,6	283,4±116,4	80,9±81,5	294,4±152,4
Дистальный эфферентный	18,8±17,6	126,5±120,1	140,0±149,6	313,7±119,7	118,2±89,8	386,7±144,2

Из таблицы 5.2 видно, что площадь афферентного очага при управляемой брадикардии не изменяется по сравнению с площадью этого очага при

брадикардии ($p > 0,05$) (Приложение А). Площадь проксимального очага также не изменяется по сравнению с аналогичным показателем при брадикардии ($p > 0,05$), а вот площадь дистального очага по сравнению с таким же показателем при брадикардии увеличивается на 23% ($p < 0,05$) (Приложение А).

Выполненные томографические срезы очагов возбуждения на основании их интенсивности с помощью программного обеспечения к экспериментальной установке имели изображены на рисунке 5.3., а их значения представлены в таблицах 5.3, 5.4 и 5.5.

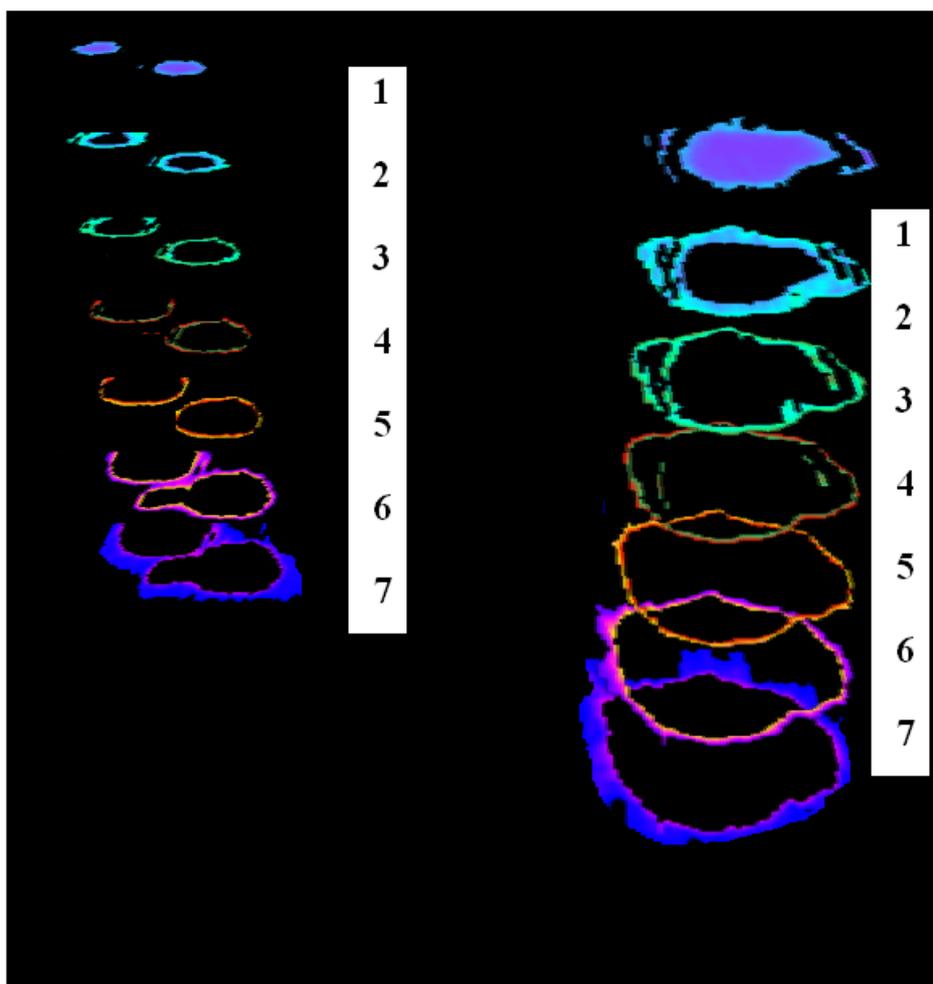


Рисунок 5.3 – Томографические срезы афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов, связанных с ЭКГ. Слева направо: проксимальный эфферентный, дистальный эфферентный и афферентный

Таблица 5.3 – Значения площади срезов афферентного очага при управляемой брадикардии
В миллиметрах²

№ эксперимента	1 срез	2 срез	3 срез	4 срез	5 срез	6 срез	7 срез
1	99	197	297	334	387	448	590
2	125	162	184	195	244	271	343
3	140	414	500	646	699	783	1081
4	123	248	264	283	300	332	485
5	101	121	128	160	182	207	299
6	261	463	518	537	553	584	743
7	94	142	241	262	286	299	408
8	313	451	536	542	572	555	734
9	628	664	639	741	729	695	748
10	530	762	859	868	964	904	1118
M±SD	241,4±193,7	362,4±225,7	416,6±231,5	456,8±244,7	491,6±253,8	507,8±235,8	654,9±286,1

Таблица 5.4 – Значения площади срезов проксимального эфферентного очага при управляемой брадикардии

В миллиметрах²

№ эксперимента	1 срез	2 срез	3 срез	4 срез	5 срез	6 срез	7 срез
1	14	28	46	50	69	97	89
2	69	102	104	113	126	159	221
3	36	55	62	74	110	123	163
4	62	187	211	222	240	266	379
5	25	45					
6	30	79	113	149	171	194	258
7	88	274	421	481	473	490	611
8	186	216	247	246	265	217	296
9	265	458	436	373	369	372	392
10	34	66	80	96	119	158	241
M±SD	80,9±81,5	151,0±135,5	191,1±150,0	200,4±146,1	215,7±134,5	230,6±127,4	294,4±152,4

Таблица 5.5 – Значения площади срезов дистального эфферентного очага при управляемой брадикардии

В миллиметрах²

№ эксперимента	1 срез	2 срез	3 срез	4 срез	5 срез	6 срез	7 срез
1	35	65	108	144	170	202	228
2	200	223	257	294	327	374	435
3	59	76	121	136	179	174	293

4	58	193	217	234	262	289	410
5	68	86	136	177	190	212	371
6	83	177	216	233	281	333	489
7	86	228	275	268	246	165	192
8	192	456	468	483	494	580	594
9	319	430	494	504	517	570	594
10	82	119	148	181	191	197	261
M±SD	118,2±89,8	205,3±138,7	244,0±137,3	265,4±130,6	285,7±126,3	309,6±156,0	386,7±144,2

Средние значения площадей срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов представлены в таблице 5.6, а их динамика изменения представлена на рисунке 5.4.

Таблица 5.6 – Средние значения площадей срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов при управляемой брадикардии

В миллиметрах²

№ среза	Афферентный, M±SD	Проксимальный эфф, M±SD	Дистальный эфф, M±SD
1	241,4±193,7	80,9±81,5	118,2±89,8
2	362,4±225,7	151,0±135,5	205,3±138,7
3	416,6±231,5	191,1±150,0	244,0±137,3
4	456,8±244,7	200,4±146,1	265,4±130,6
5	491,6±253,8	215,7±134,5	285,7±126,3
6	507,8±235,8	230,6±127,4	309,6±156,0
7	654,9±286,1	294,4±152,4	386,7±144,2

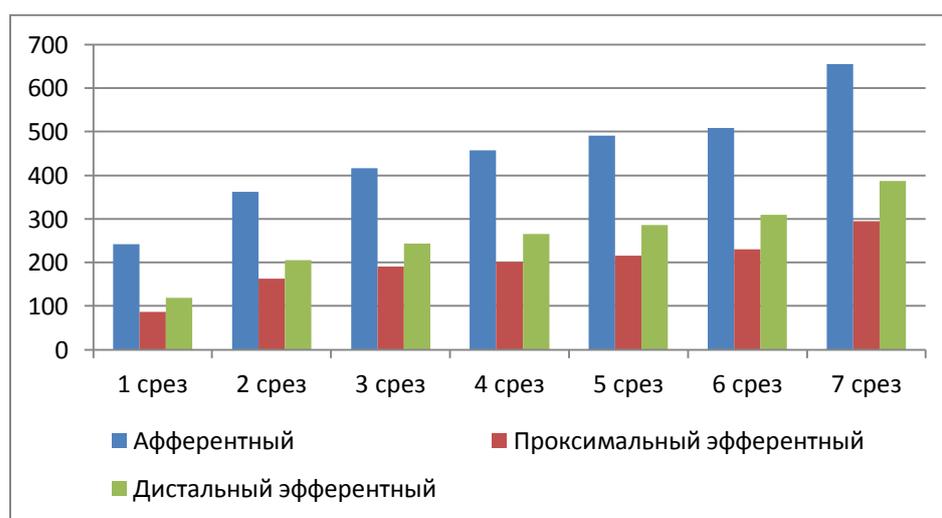


Рисунок 5.4 – Динамика изменения площади срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов. По вертикали значения площади в мм²

Анализ толщины срезов афферентного и эфферентных очагов показал следующие значения, результаты которых отображены в таблице 3.4.

Таблица 5.7 – Средние значения толщины срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов

В миллиметрах

№ среза	Толщина афферентного, мм M±SD	Толщина проксимального эфферентного, мм M±SD	Толщина дистального эфферентного, мм M±SD
1	14,3±2,06	6,8±1,45	9,5±1,73
2	6,2±0,57	3,8±0,66	5,4±0,81
3	2,0±0,25	1,4±0,17	2,1±0,37
4	1,5±0,16	1,33±0,16	1,3±0,15
5	1,5±0,16	1,33±0,23	1,2±0,13
6	1,7±0,21	1,77±0,43	1,8±0,32
7	4,9±0,37	5,0±0,74	4,8±0,41

Сопоставление полученных значений толщины срезов очагов изображено на рисунке 5.5.

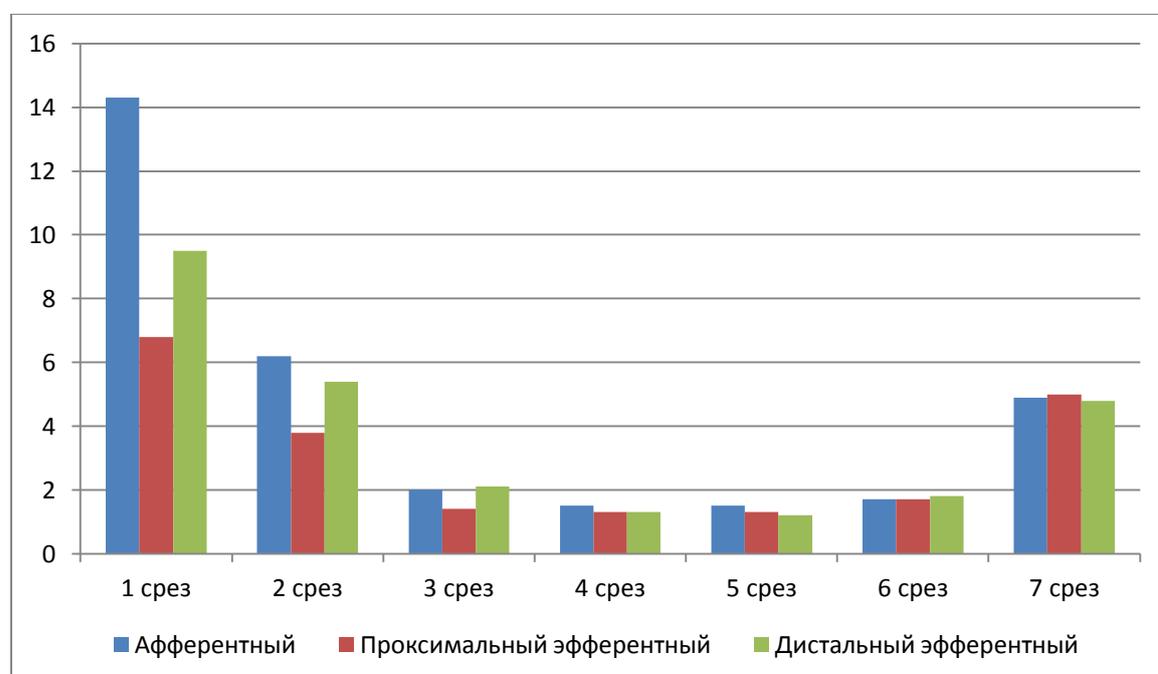


Рисунок 5.5 – Динамика изменения средних значений толщины срезов афферентного, проксимального и дистального эфферентных очагов при управляемой брадикардии. По вертикали значения толщины в мм

Из рис. 5.5 видно, что толщина разных срезов имеет разные значения: максимальные значения наблюдаются у 1-го, 2-го и 7-го срезов, минимальные – у 3-го, 4-го, 5-го и 6-го. При этом толщина 1-го среза афферентного очага в отличие от исходного состояния не так выражено отличается от аналогичного значения афферентных очагов, значения толщины 2-го и 7-го также примерно равны у всех очагов.

Резюме.

В высокочастотном электрическом поле в шейном отделе блуждающего нерва наряду со светящимся фоном при стимуляции блуждающего нерва и развитии управляемой брадикардии было выявлено 3 очага свечения, связанные с ЭКГ.

Площадь афферентного очага по сравнению с аналогичным показателем при брадикардии не изменилась ($p > 0,05$) (Приложение А). Проксимальный очаг также не изменялся по сравнению с аналогичным показателем при брадикардии ($p > 0,05$), а вот площадь дистального очага по сравнению с таким же показателем при брадикардии увеличивалась ($p < 0,05$) (Приложение А).

С помощью программного обеспечения к экспериментальной установке было выделено 7 томографических срезов очага возбуждения на основании их интенсивности. Наблюдалась стабильная динамика увеличения площади и уменьшения интенсивности срезов от 1-го к 7-му.

Толщина срезов, как в исходном состоянии и при брадикардии, максимальная у 1-го, 2-го и 7-го срезов, но выраженного преобладания толщины 1-го среза афферентного очага не наблюдается.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Данная работа состояла из трех серий опытов на кошках, введенных в поверхностный наркоз при помощи комбинации препаратов Золетила и Ксиланита. Выделенная часть блуждающего нерва помещалась в создаваемое установкой фирмы KELSEY высокочастотное электрическое поле, при помощи которого производилась регистрация очагов возбуждения, связанных с ЭКГ. В первой серии эксперимента производилась регистрация очагов свечения в исходном состоянии, во второй – регистрация очагов свечения при вызванной брадикардии, в третьей – регистрация очагов свечения при управляемой брадикардии.

Производился анализ количества очагов свечения, направления их распространения, площади очагов свечения (центральной части и общей площади очага) и их срезов, ширины очагов свечения.

Во всех экспериментах было выявлено 3 очага свечения, которые имели разную площадь и направление распространения. Один из очагов, максимальный по площади, распространялся от периферии к центру, поэтому был обозначен как афферентный. Два других распространялись от центра к периферии, были обозначены как эфферентные, причем тот, который был ближе к мозгу, как проксимальный эфферентный (далее обозначается как проксимальный), который был ближе к периферии, как дистальный эфферентный (далее обозначается как дистальный).

Для подтверждения афферентной и эфферентной природы регистрируемых очагов в конце каждого исследования проводилась полная перерезка шейной части блуждающего нерва. Регистрация свечения центрального (ближе к головному мозгу) и периферического (ближе к сердцу) концов перерезанного блуждающего нерва в высокочастотном электрическом поле выявляла только афферентный очаг в области периферического конца, в области центрального – только эфферентные.

Афферентный очаг при стимуляции блуждающего нерва и развитии

брадикардии увеличивался в размерах по сравнению с исходным состоянием ($p < 0,05$) (Приложение А). Это можно объяснить усилением афферентации со стороны сердца вследствие снижения ЧСС и увеличения наполнения кровью камер сердца. При развитии управляемой брадикардии площадь афферентного очага по сравнению с брадикардией не увеличивалась ($p > 0,05$) (Приложение А). Это легко объясняется тем, что ЧСС в условиях вагусно-сердечной синхронизации была такой же, как при брадикардии, следовательно, наполнение камер сердца кровью и уровень афферентации соответствовали состоянию при брадикардии. Динамика изменения площади срезов афферентного очага в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии представлена на рисунке 6.1 и в таблице 6.1. Из рисунка 6.1 видно, что максимальный разброс среди значений 1-го среза наблюдается при управляемой брадикардии, тогда как среди значений 7-го среза максимальный разброс в исходном состоянии.

Таблица 6.1 – Соотношение средних значений общей площади и площади центральной части афферентного, проксимального и дистального эфферентных очагов в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии

	Исходное состояние		Брадикардия		Управляемая брадикардия	
	S центральной части, М±SD	Общая S, М±SD	S центральной части, М±SD	Общая S, М±SD	S центральной части, М±SD	Общая S, М±SD
Афферентный	126,8±52,7	628±424,6	209,3±51,79	671,7±267,8	241,4±193,7	654,9±286,1
Проксимальный эфферентный	23,2±15,1	166,0±165,0	82,4±65,6	283,4±116,4	80,9±81,5	294,4±152,4
Дистальный эфферентный	18,8±17,6	126,5±120,1	140,0±149,6	313,7±119,7	118,2±89,8	386,7±144,2

На рисунке 6.2 представлена динамика изменения толщины срезов афферентного очага в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии. Сравнение значений толщины срезов при разных состояниях различия между аналогичными срезами не выявило ($p > 0,05$) (Приложение А).

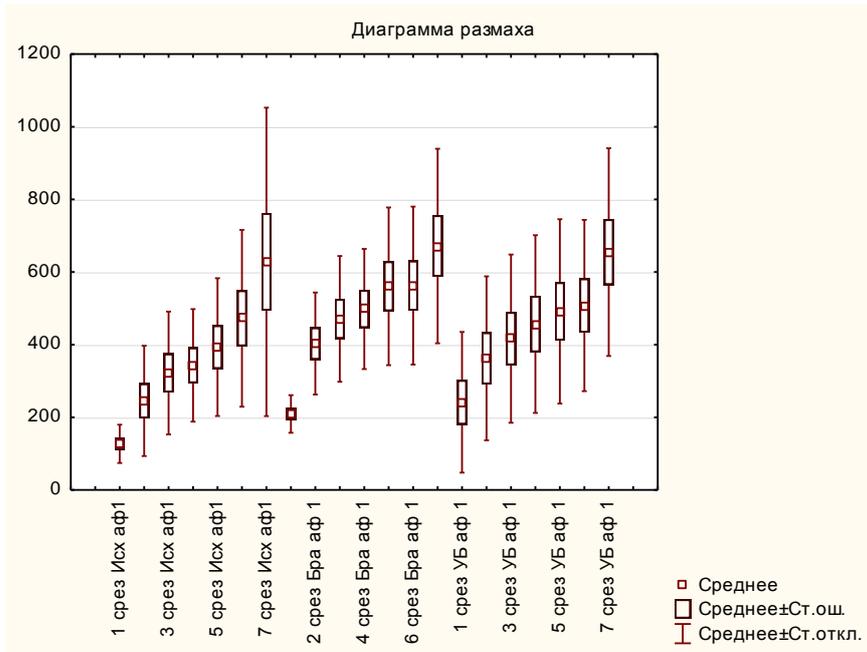


Рисунок 6.1 – Динамика изменения площади срезов афферентного очага в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии. По вертикали – площадь в мм², по горизонтали – номер среза и состояние (Исх – исходное состояние, Бра – брадикардия, УБ – управляемая брадикардия)

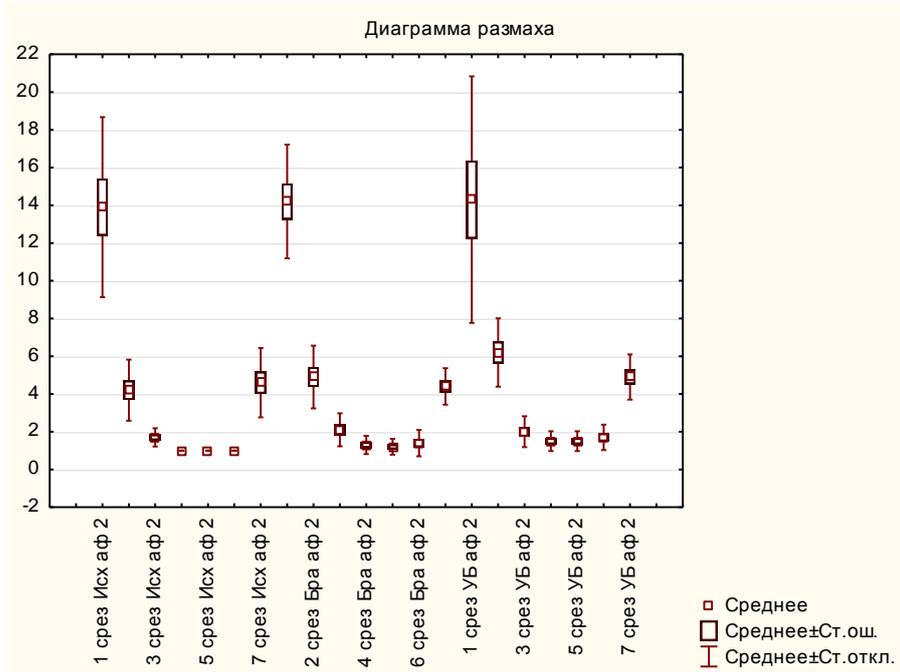


Рисунок 6.2 – Динамика изменения толщины срезов афферентного очага в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии. По вертикали – толщина в мм, по горизонтали – номер среза и состояние (Исх – исходное состояние, Бра – брадикардия, УБ – управляемая брадикардия)

Эфферентные очаги имели более сложную динамику при разных состояниях, которая представлена на рисунке 6.3. Несмотря на количественно большее среднее значение площади проксимального очага по сравнению с дистальным при статистической обработке их площади достоверно друг от друга не отличались ($p>0,05$).

Из рисунка 6.3 и таблицы 6.1 видно, что при брадикардии площадь обоих эфферентных очагов увеличивалась по сравнению с аналогичными показателями в исходном состоянии ($p<0,05$), а дистальный очаг становился больше проксимального ($p<0,05$) (Приложение А).

В условиях управляемой брадикардии значения площади проксимального очага при управляемой брадикардии не изменились по сравнению с такими же значениями при брадикардии ($p>0,05$) (Приложение А), а площадь дистального эфферентного очага возросла по сравнению с аналогичным показателем при брадикардии ($p<0,05$) (таблица 6.1 и рисунок 6.3, приложение А).

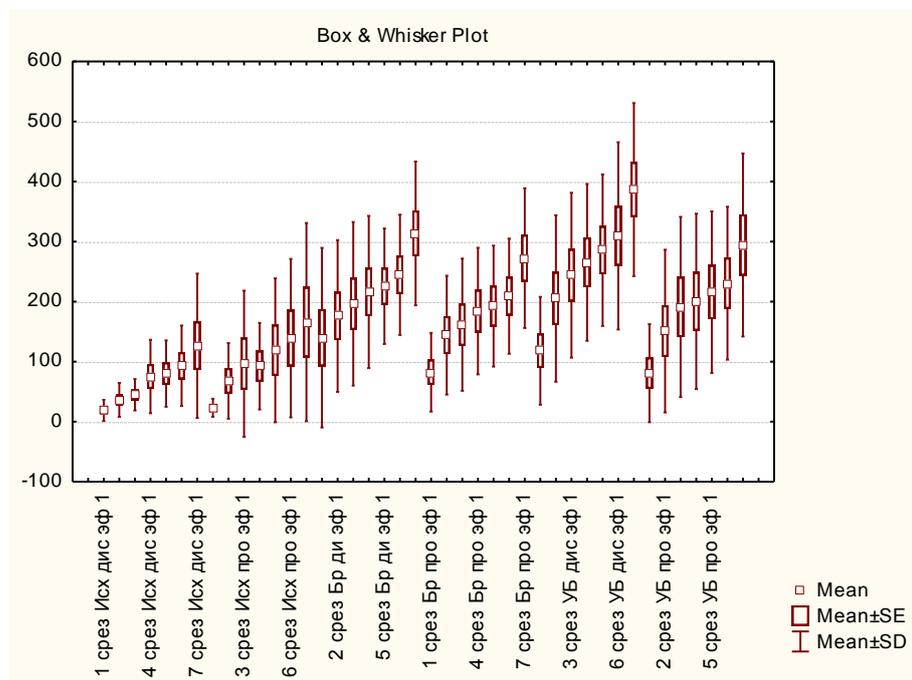


Рисунок 6.3 – Динамика изменения площади срезов дистального и проксимального эфферентных очагов в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии. По вертикали – площадь в мм², по горизонтали – номер среза, очаг (про – проксимальный, дис – дистальный) и состояние (Исх – исходное состояние, Бр – брадикардия, УБ – управляемая

брадикардия)

На рисунках 6.4, 6.5 представлена динамика изменения толщины срезов проксимального и дистального эфферентных очагов в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии. При брадикардии только 1-й срез дистального очага был достоверно больше аналогичного показателя в исходном состоянии ($p < 0,05$) (Приложение А). Также толщина только 1-го среза дистального очага была достоверно больше аналогичного показателя проксимального очага при брадикардии и управляемой брадикардии ($p < 0,05$) (Приложение А).

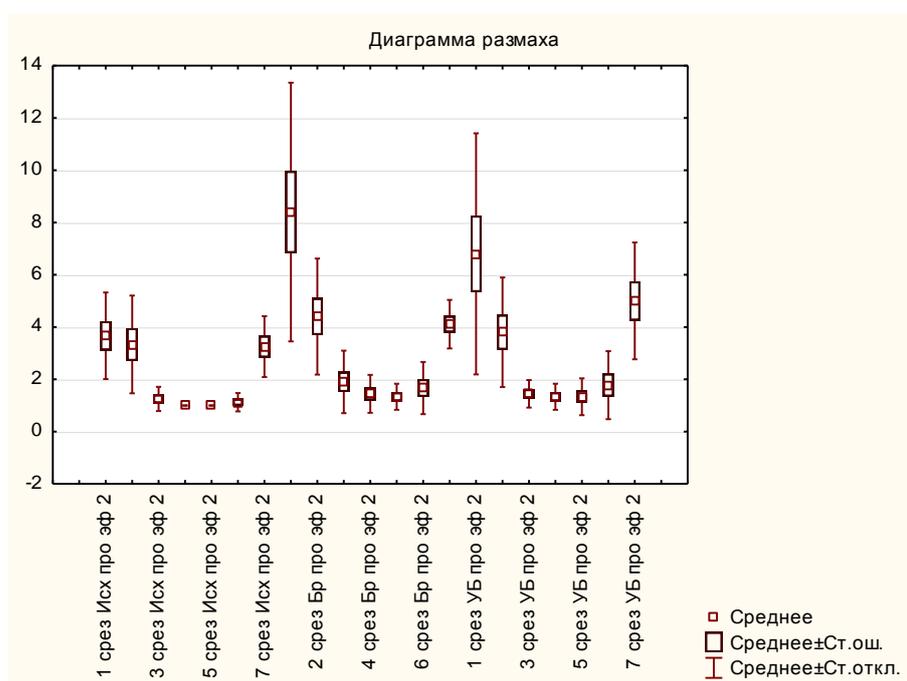


Рисунок 6.4 – Динамика изменения толщины срезов проксимального эфферентного очага в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии. По вертикали – толщина в мм, по горизонтали – номер среза и состояние (Исх – исходное состояние, Бр – брадикардия, УБ – управляемая брадикардия)

Кратко резюмируем полученные факты: 1) В исходном состоянии эфферентные очаги близки по площади; 2) При брадикардии площадь очагов увеличивается, а дистальный становится больше проксимального; 3) При управляемой брадикардии по сравнению с брадикардией дистальный очаг увеличивается при отсутствии изменений со стороны проксимального; 4)

Достоверно увеличивается только толщина 1-го среза дистального очага при брадикардии по сравнению с исходным состоянием; 5) Толщина 1-го среза дистального очага больше аналогичного показателя проксимального очага при брадикардии и управляемой брадикардии; 6) Максимальный диапазон значений площади афферентного очага при управляемой брадикардии у 1-го среза, а в исходном состоянии – у 7-го.

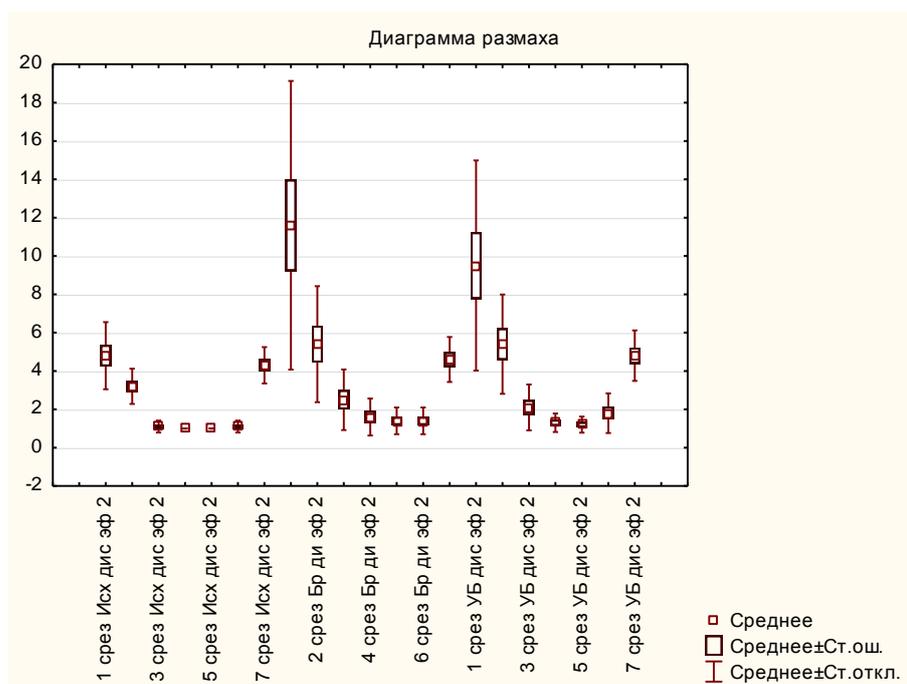


Рисунок 6.5 – Динамика изменения толщины срезов дистального эфферентного очага в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии. По вертикали – толщина в мм, по горизонтали – номер среза и состояние (Исх – исходное состояние, Бр – брадикардия, УБ – управляемая брадикардия)

Несмотря на приложенные усилия в отношении поиска информации о природе наблюдаемого свечения объекта в высокочастотном электрическом поле, однозначного ответа на этот вопрос найдено не было. Данные, полученные в ряде работ (Перова М.Ю. с соавт., 2010, Перов В.Ю. с соавт., 2006), позволяют утверждать, что наблюдаемые очаги свечения отражают процесс возбуждения. Тогда параметры срезов регистрируемых очагов свечения могут отражать степень задействованности различных нервных волокон в проведении сердечного нервного сигнала (А.Д. Ноздрачев, 1983; E. Agostoni et al., 1957). При этом может

изменяться как количество проводящих возбуждение нервных волокон, так и количество потенциалов действия, в них возникающее. Если обратиться к рисунку 6.1 и демонстрируемому на нем значениям срезов афферентного очага, можно предположить, что различие в площади 1-го и 7-го срезов в исходном состоянии и управляемой брадикардии обусловлено вовлечением в процесс возбуждения разного количества волокон и в разной степени.

С уверенностью можно сказать, что наблюдаемые эфферентные очаги при разных состояниях есть сигнал из головного мозга – об этом свидетельствует динамика афферентного очага, приходящего с периферии: он является ответной реакцией на стимуляцию, а не прямым ответом нервных волокон на раздражение.

В данной работе впервые выявлен эфферентный сердечный сигнал в виде 2-х компонентов, имеющих разную динамику в разных состояниях. Исходя из этого и данных гистологического строения блуждающего нерва (Е. Agostoni et al., 1957; А.Д. Ноздрачев, 1983) можно предположить передачу выявленных эфферентных сигналов по разным волокнам. Тогда разную динамику изменения очагов свечения при разных состояниях можно объяснить различием в количестве вовлеченных в процесс возбуждения нервных волокон и количеством потенциалов действия, в них возникающих.

Наличие двух эфферентных очагов, связанных с ЭКГ, и разнонаправленное изменение значений их площади при управляемой брадикардии по сравнению с неуправляемой брадикардией позволяют предполагать разную природу этих очагов, а именно: тоническую у проксимального и «пусковую» у дистального эфферентных очагов. Поиск в этом направлении продиктован имеющимися фактами, полученными в работах Brown G.L., Eccles J.C. (1934) и Ю.Р. Шейх-Заде (1981).

В своей работе Ю.Р. Шейх-Заде описывал, что при одиночном раздражении блуждающего выявлялись два различных компонента на кривой хронотропного эффекта: один краткосрочный, соизмеримый с длительностью одного предсердного цикла, другой развивался несколько позже первого. При этом, по мнению автора, первому компоненту отводилась пусковая роль, второму –

тоническая. Что касается природы тонического компонента, то высказывались различные предположения, от временной диссоциации различных звеньев ритмогенного механизма сердца под влиянием ацетилхолина до прямого действия ацетилхолина на синоатриальный узел, в результате которого повышается концентрация ионов калия в межклеточном пространстве, что приводит к временному снижению скорости медленной диастолической деполяризации в клетках пейсмекера.

В свете полученных в данной работе результатов можно предположить, что дистальный эфферентный очаг является пусковым, а у тонического компонента хронотропного эффекта есть свой отдельный нервный сигнал, который при регистрации в высокочастотном электрическом поле регистрируется в виде проксимального эфферентного очага.

Характер расположения эфферентных очагов позволяет говорить, что дистальный («пусковой») достигает эфферентные нейроны сердца первым, а проксимальный (тонический) делает это после «пускового».

Таким образом, методика регистрации процесса возбуждения, связанного с сердечным ритмом, в блуждающем нерве в высокочастотном электрическом поле позволила получить новые сведения об эфферентном сигнале, приходящем из головного мозга и взаимодействующего сердцем. Впервые было показано, что эфферентный сердечный сигнал состоит из 2-х компонентов. Параметры регистрируемых компонентов имеют отличия и разную динамику при брадикардии и управляемой брадикардии. Это позволяет предполагать разную природу волокон, по которым они передаются, в составе блуждающего нерва. Сопоставление полученных данных и данных, полученных в работах Brown G.L., Eccles J.C. (1934) и Ю.Р. Шейх-Заде (1981) позволили предположить разную природу компонентов эфферентного сигнала: один – тонический, другой – пусковой.

ВЫВОДЫ

1. В высокочастотном электрическом поле в блуждающем нерве кошки выявлено 3 очага свечения, связанные с ЭКГ. Один из очагов является афферентным, два других – эфферентными: проксимальным и дистальным.

2. В исходном состоянии различие между значениями площади проксимального и дистального эфферентных очагов отсутствует.

3. Возникновение брадикардии сопровождается увеличением площади эфферентных очагов по сравнению со значениями в исходном состоянии.

4. Возникновение вагусно-сердечной синхронизации сопровождается увеличением площади дистального очага по сравнению с аналогичным параметром при брадикардии при неизменяющейся площади проксимального очага (также по сравнению с аналогичным параметром при брадикардии).

5. Изменение афферентации со стороны сердца при брадикардии и вагусно-сердечной синхронизации приводит к возрастанию площади афферентного очага по сравнению с аналогичным показателем в исходном состоянии.

6. Наибольшее увеличение площади дистального очага при вагусно-сердечной синхронизации позволяет считать его маркером усвоения сердцем ритма сигналов, приходящих по блуждающему нерву к сердцу.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Рекомендуется использование методики визуализации процесса возбуждения для регистрации нервных сигналов, передающихся к органам по нервам.

2. Рекомендуется внедрение полученных результатов в лекционный и практический курс занятий по нормальной физиологии в рамках концепции иерархической организации ритмогенеза в целостном организме.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

АХ – ацетилхолин

БН – блуждающий нерв

ГРВ – газоразрядная визуализация

ГРИ – газоразрядное изображение

ГРФ – газоразрядное фотографирование

САУ – синоатриальный узел

СДС – сердечно-дыхательный синхронизм

ФГБОУ ВО КубГМУ – федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Кубанский государственный медицинский университет»

ФПК и ППС – факультет повышения квалификации и профессиональной переподготовки специалистов

ХЭ – хронотропный эффект

ЦНС – центральная нервная система

ЧСС – частота сердечных сокращений

ЭКГ – электрокардиограмма

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Использование эффекта Кирлиан для изучения возбудимости беременной матки крыс / В.Г. Абушкевич, В.Ю. Перов, Л.В. Федунова, М.Ю. Перова, А.Н. Арделян, И.М. Сомов // III Международный постоянно действующий конгресс «Экология и дети», секция «Новое в медицине». – Анапа. 2006. – С. 185-186.
2. Методика применения эффекта Кирлиан для изучения свойств матки крыс / В.Г. Абушкевич В.Г., Л.В. Федунова, В.Ю. Перов, М.Ю. Перова, А.Н. Арделян, И.М. Сомов // III Международный постоянно действующий конгресс «Экология и дети», секция «Новое в медицине». – Анапа, 2006. – С. 213-214.
3. Качественные различия влияний блуждающих нервов на сердце в остром эксперименте и целостном организме / В.Г. Абушкевич, А.Н. Арделян, В.М. Покровский, А.В. Бурлуцкая // Тез. докл. 20 съезда физиол. об-ва им. И.П. Павлова. – М., 2007. – С. 113.
4. Свечение пейсмекера венозного синуса сердца лягушки в электромагнитном поле высокой напряжённости и частоты / В.Г. Абушкевич, Л.В. Федунова, В.Ю. Перов, М.Ю. Перова // Сборник материалов VI междунар. пост. действ. конгресса «Экология и дети». – Анапа, 2009. – С. 364-366.
5. Абушкевич, В.Г. Сердечно-дыхательный синхронизм в природе (факты констатации синхронизма и попытки их объяснения) / В.Г. Абушкевич // Сердечно-дыхательный синхронизм в оценке регуляторно-адаптивных возможностей организма / под ред. В.М. Покровского. – Краснодар, 2010. – С. 15-28.
6. Прогноз соревновательной готовности спортсменов-паралимпийцев на базе оценки циркадного ритма на спортивных мероприятиях методом газоразрядной визуализации / А.А. Банаян, А.А. Грачев, К.Г. Коротков, А.К. Короткова // Адаптивная физическая культура. – 2016. – № 2 (66). – С. 2-5.
7. Бойченко, А.П. История развития газоразрядной фотографии / А.П. Бойченко // Краснодар. – 1998. – С. 69 - 74.
8. Бойченко, А.П. Основы газоразрядной фотографии. / А.П. Бойченко, М.А. Шустов // Томск. – 2004. – С. 316.

9. Вахмистров, В.В. Оценка уровня психофизиологического стресса горноспасателей МЧС России при помощи метода газоразрядной визуализации биоэлектрографии / В.В. Вахмистров, Ю.Ю. Тишкова // Научно-технический прогресс: актуальные и перспективные направления будущего. Сборник материалов IV Международной научно-практической конференции. Западно-Сибирский научный центр. – 2016. – С. 117-119.
10. Зубков, А.А. Усвоение сердцем ритма раздражения блуждающих нервов / А.А. Зубков // Бюлл. эксп. биол. и мед. – 1936. – Т. 1, № 1. – С. 73-74.
11. Инюшин, В.М. О биологической сущности эффекта Кирлиан (концепция биологической плазмы). / В.М. Инюшин, В.С. Грищенко, Н.А. Воробьёв // – Алма-Ата: КазГУ. – 1968. – С. 45.
12. Кашина, Ю.В. Динамика площади очага первоначального возбуждения в синоатриальном узле сердца и ее связь с функциональным состоянием животного / Ю.В. Кашина // Кубанский научный медицинский вестник. – 2007. – №3 – С. 28-32.
13. Кирлиан, С.Д. / С.Д. Кирлиан, В.Х. Кирлиан // Журн.науч. и прикл. фото- и кинематогр. – 1961, Т. 6. – № 6. – С. 397.
14. Кирлиан, С.Д. В мире чудесных разрядов. / С.Д. Кирлиан, В.Х. Кирлиан // – М.: Знание – 1964. – С. 40.
15. Кирлиан, С.Д. Проблемы криминалистики и судебной медицины. / С.Д. Кирлиан, В.Х. Кирлиан // – Алма-Ата. – 1965. – С. 150.
16. Кирлиан, С.Д. // Кирлиановские чтения «Кирлиан – 2000». / С.Д. Кирлиан, В.Х. Кирлиан // Сб. докл. и статей (сост. А.П. Бойченко) – Краснодар: НПО «Инфорай ко., ЛТД» – 1998. – С. 184, 188.
17. Кирлиан, С.Д. Высокочастотные разряды в электрическом поле конденсатора: фотографирование токами высокой частоты. Высокочастотная электронно-ионная оптика. / С.Д. Кирлиан, В.Х. Кирлиан // Краснодар. Просвещение – Юг. – 2003. – С. 86.
18. Кирлиан, В.Х. В мире чудесных разрядов. 2-е изд., доп. / В.Х. Кирлиан, С.Д. Кирлиан // Краснодар: Просвещение-Юг, 2003.

19. Коротков, К.Г. Эффект Кирлиан. / К.Г. Коротков // СПб. – 1995. – С. 218.
20. Коротков, К.Г. Свет после Жизни. / К.Г. Коротков // СПб. – 1996. – С. 264.
21. Коротков, К.Г. От эффекта Кирлиан к биоэлектрографии. / К.Г. Коротков // – СПб. – 1998. – С. 340.
22. Коротков, К.Г. Основы ГРВ биоэлектрографии. / К.Г. Коротков // – СПб. - 2001. - С. 360.
23. Коротков, К.Г. Экспериментальные исследования процесса активности тела человека после смерти. / К.Г. Коротков, Х. Саволайнен // От эффекта Кирлиан к биоэлектрографии. – СПб. - 1998. – С. 187-201.
24. Лычкова, А.Э. Усиление вагусного торможения работы сердца симпатическим нервом / А.Э. Лычкова // Физиол. журн. СССР. – 1985. – Т.71, № 10. – С.1214 – 1221.
25. Ноздрачёв, А.Д. Физиология вегетативной нервной системы / А.Д. Ноздрачёв // – Л.: Медицина, 1983. – С. 187 – 189.
26. Ноздрачёв, А.Д. Общий курс физиологии человека и животных. Физиология висцеральных систем. / А.Д. Ноздрачёв // – М.: «Высшая школа», 1991. – Т. 2.
27. Павлов, И.П. Полн. Собр. Соч. / И.П. Павлов // – М. – Л., 1951.
28. Павлов, И.П. Центробежные нервы сердца. / И.П. Павлов // – М.: АН СССР, 1952. – С. 200.
29. Перов, В.Ю. Правомерность использования метода газоразрядной визуализации для оценки динамики возбуждения матки крысы в предродовом периоде / В.Ю. Перов, В.Г. Абушкевич, Л.В. Федунова // Кубанский научный медицинский вестник. – 2006. – №9 (90). – С. 120 – 127.
30. Перов, В.Ю. Влияние окситоцина на интенсивность свечения пейсмекера беременной матки крыс в высокочастотном поле Кирлиан / В.Ю. Перов, В.Г. Абушкевич, О.К. Федорович, Л.В. Федунова // Кубанский научный медицинский вестник. – 2006. – №9 (90). – С.128 – 134.
31. К методике применения эффекта Кирлиан для изучения свойств матки крыс. / В.Ю. Перов, А.Н. Арделян, И.М. Сомов, М.Ю. Перова // Современные проблемы науки и образования. М. – 2006. – № 4. – С.157-158.

32. Методика применения эффекта Кирлиан для изучения свойств матки крыс / В.Ю. Перов, М.Ю. Перова, А.Н. Арделян, И.М. Сомов // Современные проблемы науки и образования. – 2006. – № 4. – С.157.
33. Перова, М.Ю. Локализация пейсмекера венозного синуса сердца и регистрация динамики возбуждения в нём методом газоразрядной визуализации / М.Ю. Перова // Современные проблемы науки и образования. – 2007. – № 4.- С. 145-146.
34. Визуализация процесса возбуждения в пейсмекере венозного синуса сердца лягушки / М.Ю. Перова, В.Г. Абушкевич, Л.В. Федунова, В.Ю. Перов // Кубанский научный медицинский вестник. – 2008. – № 6 (105). – С. 49-51.
35. Газоразрядная визуализация процесса возбуждения в пейсмекере венозного синуса сердца лягушки до, во время его вагусной остановки и после восстановления деятельности / М.Ю. Перова, В.Г. Абушкевич, Л.В. Федунова, В.Ю. Перов // Кубанский научный медицинский вестник. – 2009. – № 3 (108). – С. 94-100.
36. Газоразрядная визуализация процесса возбуждения в пейсмекере венозного синуса сердца лягушки до и после разрушения головного мозга / М.Ю. Перова, В.Г. Абушкевич, Л.В. Федунова, В.Ю. Перов // Кубанский научный медицинский вестник. – 2010. – № 1 (115). – С. 78-85.
37. Газоразрядная визуализация процесса возбуждения пейсмекера венозного синуса сердца лягушки при вагусно-сердечной синхронизации / М.Ю. Перова, В.Г. Абушкевич, Л.В. Федунова, В.Ю. Перов // Кубанский научный медицинский вестник. – 2010. – № 3-4 (117-118). – С. 151-156.
38. Покровский, В.М. Синхронизация сердечных сокращений с ритмом раздражения блуждающего нерва / В.М. Покровский, Ю.Р. Шейх-Заде // Электростимуляция органов и тканей / Тез. докл. 2-й Всес. конф. – Киев, 1979. – С. 152 – 154.
39. Покровский, В.М. Точно регулируемое снижение частот сердечных сокращений при раздражении блуждающего нерва у кошек / В.М. Покровский, Ю.Р. Шейх-Заде // Физиол. журн. СССР. – 1980. – Т. 16, № 5. – С. 721 – 726.

40. Покровский, В.М. Некоторые вопросы регуляции деятельности сердца: тр. Кубан. Мед. Ин-та. / В.М. Покровский // – Краснодар, 1981. –Т. 4. – С. 3-13.
41. Покровский, В.М. Некоторые вопросы регуляции деятельности сердца / В.М. Покровский // Нервная регуляция деятельности сердца. – Краснодар, 1981. – С. 3-13.
42. Покровский, В.М. Функциональные возможности управления ритмом сердца при залповом раздражении блуждающих нервов / В.М. Покровский, Ю.Р. Шейх-Заде, В.М. Кручинин // Физиол. журн. СССР. – 1982. – Т. 68, № 8. – С. 1112 – 1115.
43. Покровский, В.М. Влияние симпатической нервной системы на управление ритмом сердца при залповом раздражении блуждающего нерва / В.М. Покровский, Л.И. Сукач // Бюлл. эксп. биол. и мед. – 1985. – Т. 99, № 3. – С. 274 – 277.
44. Покровский, В.М. Синхронизация сердечных сокращений и дыхания при терморегуляционном полипноэ у собак / В.М. Покровский // – ДАН СССР. – 1986. – Т. 287, №2. – С. 479 – 481.
45. Покровский, В.М. Анализ влияния залпового раздражения вагосимпатического ствола на формирование ритма сердца / В.М. Покровский, В.Г. Абушкевич, А.И. Дашковский // Физиол. журн. СССР. – 1986. – Т. 72, № 2. – С. 479 – 481.
46. Покровский, В.М. Нервные механизмы формирования ритма сердца / В.М. Покровский // Регуляция висцеральных функций: закономерности и механизмы. – Л., 1987. – С. 192 - 202.
47. Покровский, В.М. Механизмы экстракардиальной регуляции ритма сердца / В.М. Покровский // Физиологический журнал СССР. – 1988. – Т. 74. № 2. – С. 259-264.
48. Сердечно-дыхательный синхронизм как способ выявления поцикловой регуляции ритма сердца центральной нервной системой / В.М. Покровский, В.Г. Абушкевич, А.И. Дашковский, И.А. Дяк, В.В. Макухин, А.Г. Похотько, В.В.

- Скибицкий, В.А. Татулян, С.В. Шапиро // Физиол. журнал СССР. – 1990. – Т. 76. № 10. – С. 1340-1345.
49. Покровский, В.М. Где рождается ритм сердца? / В.М. Покровский // Наука и жизнь. – 1991. – № 5. – С. 62-65.
50. Покровский, В.М. Новые представления о механизмах нервной регуляции ритма сердца / В.М. Покровский // Кубанский научный медицинский вестник. – 1995. – № 5-6 (12-13). – С. 76-80.
51. Покровский, В.М. Концепция формирования ритма сердца в центральной нервной системе (концепция центрального ритмогенеза) / В.М. Покровский // Кубанский научный медицинский вестник. – 2000. – № 2. – С. 20-24.
52. Покровский, В.М. Концепция генерации ритма сердца в центральной нервной системе/ В.М. Покровский // Кубанский научный медицинский вестник. – 2000. – № 2. - С. 22-27.
53. Сердечно-дыхательный синхронизм у человека / В.М. Покровский, В.Г. Абушкевич, И.И. Борисова, В.А. Новикова, Е.Г. Потягайло, А.Г. Похотько, В.А. Татулян, С.М. Хакон, Е. И. Харитоновна // Кубанский научный медицинский вестник. – 2000. – № 2 (50). – С. 42-47.
54. Сердечно-дыхательный синхронизм у человека / В.М. Покровский, В.Г. Абушкевич, И.И. Борисова, Е.Г. Потягайло, А.Г. Похотько, С.М. Хакон, Е.И. Харитоновна // Физиология человека. – 2002. – Т. 28. № 6. – С. 100-103.
55. Покровский, В.М. Иерархическая организация формирования ритма сердца в целостном организме / В.М. Покровский // Клиническая физиология кровообращения. – 2006. – № 1. – С. 22-27.
56. Покровский, В.М. Логика создания патогенетически обоснованных моделей некоторых форм нарушения ритма сердца / В.М. Покровский // Кубанский научный медицинский вестник. – 2006. – № 9. - С. 27-29.
57. Покровский, В.М. Формирование ритма сердца в организме человека и животных / В.М. Покровский // «Кубань-Книга», Краснодар, 2006.

58. Постолаки, А.И. Преимущества и перспективы метода газоразрядной визуализации в стоматологии / А.И. Постолаки // Международный журнал экспериментального образования. 2015. № 3-4. С. 578-579.
59. Похотько, А.Г. Импульсная активность нейронов продолговатого мозга при феномене управления ритмом сердца / А.Г. Похотько // Кандидатская диссертация. – Краснодар, 1994.
60. Ржосницкий, Б.А. Никола Тесла. / Б.А. Ржосницкий // – М.: Молодая гвардия. – 1959. – С. 222.
61. Реброва, О.Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ STATISTICA. / О.Ю. Реброва // – 3-е издание. – М.: Медиа Сфера, 2006. – С. 312.
62. Романий, С.Ф. Конф., посвящ. 80-летию со дня рождения С.Д. Кирлиана. Сб. тезисов. / С.Ф. Романий, Н.В. Беломестных // – Краснодар: НПК «Сатурн», 1979. – С. 53.
63. Сеченов, И.М. К учению о действии блуждающего нерва на сердце. Избранные произведения. Том второй. Физиология нервной системы. / И.М. Сеченов // Издательство академии наук СССР. 1956. – С. 608-609.
64. Сеченов, И.М. Ещё о действии блуждающего нерва на сердце. Избранные произведения. Том второй. Физиология нервной системы. / И.М. Сеченов // Издательство академии наук СССР. 1956. – С. 610 – 612.
65. Скоков, Ю.В. Метод Кирлиан – газоразрядный метод неразрушающего контроля / Ю.В. Скоков, Н.В. Беломестных, В.И. Фельдман // Отчёт ВНИИ источников тока (краснодарское отделение). – Краснодар, 1984. – С. 185.
66. Удельнов, М.Г. Взаимоотношения между парасимпатической и симпатической иннервацией при регуляторном управлении активностью сердца и других внутренних органов / М.Г. Удельнов, Н.А. Соколова, Г.Н. Копылова // Усп. физиол. наук. – 1977. – Т. 8, № 1. – С. 19 – 43.
67. Ульянинский, Л.С. Влияние раздражения симпатических нервов на вагусное ускользание сердца / Л.С. Ульянинский // Физиол. журн. СССР. – 1967. – Т. 53, № 11. – С. 1376 – 1386.

68. Хадыко, Ю.А. Газоразрядная визуализация в биологии и медицине / Ю.А. Хадыко, В.Ф. Байтингер, С.В. Шматов // Вопросы реконструктивной и пластической хирургии. – 2005. – № 2. – С.50-56.
69. Хаймин, А.В. Моноимпульсная телевизионная визуализация газоразрядного свечения биологических объектов / А.В. Хаймин // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2012. № 1. – С. 032-036.
70. Шейх-Заде, Ю.Р. Влияние одиночного раздражения блуждающего нерва на ритм сердечных сокращений у кошек / Ю.Р. Шейх-Заде // Физиологический журнал СССР. Им. И.М. Сеченова – 1981 – Т. 91, № 7. – С. 1027 – 1034.
71. Шейх-Заде, Ю.Р. Усвоение сердцем вагусного ритма возбуждения и его роль в регуляции деятельности миокарда / Ю.Р. Шейх-Заде // Дисс. на соиск. уч. ст. докт. мед. наук. – Краснодар, 1989. – С. 272.
72. Шейх-Заде, Ю.Р. Влияние залпового раздражения блуждающего нерва на деятельность сердца / Ю.Р. Шейх-Заде // Матер. юбил. науч. сессии Кубанского мед. института им. Красной Армии. – Краснодар, 1990. – С. 113 – 115.
73. Шейх-Заде, Ю.Р. Точно регулируемое снижение частоты сердечных сокращений при стимуляции ваго-симпатического ствола у кошек / Ю.Р. Шейх-Заде, Т.Д. Голунова, В.М. Покровский // Физиол. журн. СССР. – 1981. – Т. 67, № 7. – С. 1027 – 1034.
74. Шейх-Заде, Ю.Р. Общие принципы управления сердечным ритмом при залповом раздражении блуждающего нерва у различных животных / Ю.Р. Шейх-Заде, В.М. Кручинин, Л.И. Сукач // Физиол. журн. СССР. – 1987. – Т. 73, № 10. – С. 1325 – 1330.
75. Камкин, А.Г. Фундаментальная и клиническая физиология / А.Г. Камкин, А.А. Каменский // – М.: изд. Центр «Академия» – 2004.
76. Шустов, М.А. Теория и практика газоразрядной фотографии. / М.А. Шустов, Е.Т. Протасевич // – Томск. – 2001. – С. 252.
77. Шустов, М.А. Электроразрядная фотография. / М.А. Шустов, Е.Т. Протасевич // – Томск. – 1999. – С. 244.

78. Возможности газоразрядной визуализации для выявления пациентов с новообразованиями желудка и толстой кишки / Е.Г. Яковлева, К.Г. Коротков, О.А. Бунцева, Р.В. Плахов, С.С. Белоносков, Е.Д. Федоров // Экспериментальная и клиническая гастроэнтерология. – 2014. – № 4 (104). – С. 18-23.
79. Functional and histological studies of the vagus nerve and its branches to the heart, lungs and abdominal viscera in the cat / E. Agostoni, J.E. Chinnock, M. De Burgh Daly, J.G. Murray // J. physiol. – 1957. – Jan 23. - № 135 (1). – P. 182 – 205.
80. Brown, G.L. The action of the single vagal volley on the rhythm of the heart rate / G.L. Brown, J.C. Eccles // J. physiol. – 1934. – № 82 – P. 211 – 240.
81. Calaresu, F.R. Electrical activity of efferent vagal fibres and dorsal nucleus of the vagus during reflex bradycardia in the cat / F.R. Calaresu, J.W. Pearce // J. Physiol. – 1965. – V. 176, №2. – P. 228-240.
82. Visualization of coupled mass transfer and reaction in a gas-liquid dielectric barrier discharge reactor / X. Feng, B. Yan, W. Lu, Y. Jin, Y. Cheng // Chemical Engineering Journal. – 2014. – Т. 245. – P. 47-55.
83. Jewett, D.L. Activity of single vagal efferent cardiac fibres in the dog / D.L. Jewett // J. physiol. – 1962. – V. 163. – P. 33–35.
84. Evaluating the use of gas discharge visualization to measure massage therapy outcomes / J. Haun, N. Patel, G. Schwartz, C. Ritenbaugh // Journal of Complementary and Integrative Medicine. – 2015. – Т. 12. № 3. – P. 231-239.
85. Ignatov, I. Kirlian effect in modeling of non-equilibrium conditions with the gas electric discharge, simulating primary atmosphere / I. Ignatov, O. Mosin // Nanotechnology Research and Practice. 2014. № 3 (3). С. 127-140.
86. Cardiac vagal efferent activity and heart period in the carotid sinus reflex / P. Katona, J. Paitras, O. Barnett, B. Terry // Am. J. Physiol. – 1970. – V. 218, №4. – P. 1030-1037.
87. Koepchen, H.P. Respiratory and cardiovascular “centres” functional entirety or separate structures / H.P. Koepchen // Central neuron environment and the control systems of breathing and circulation. – Berlin: Springer – 1983. – P. 221-237.

88. Korotkov, K. Gas discharge visualization technique applied to the study of a physical stress among sportsmen's / K. Korotkov, P. Kaariainen // *J. Pathophysiology*. – 1998. – V.5– P.5.
89. Kunze, D.L. Reflex discharge patterns of cardiac vagal efferent fibres / D.L. Kunze // *J. Physiol.* – 1972. – V. 222, №1. – P. 1-15.
90. Levy, M.N. Paradoxical effect of vagus nerve stimulation on heart rate in dogs / M.N. Levy, P.J. Martin, T. Iano, H. Zieske // *Circ. Res.* – 1969. – V. 25, №3. – P. 303-314.
91. Mandel, P. The effects of acupuncture on Kirlian images in migraine and arthritic patients / P. Mandel / Lois June Booth. – 1983.
92. Pokrovskii, V.M. Cardiorespiratory synchronization / V.M. Pokrovskii, V.G. Abushktvich, I.I. Borisova (et al.) // *Human Physiology*. – 2002. – V. 28 № 6. – P. 728 – 731. Translated from *Fiziologiya Cheloveka*. – V.28.№ N 6 - P. 116 – 119.
93. Pokrovskii, V. Alternative View on the mexanizm of cardiac Rhythmogenesis / V. Pokrovskii // *Heart, Lung and Circulation*. – 2003. – V.12, Issue 1. – P. 18 – 24.
94. Pokrovskii, V.M. Integration of the heart rhythmogenesis levels: heart rhythm generation in the brain / V.M. Pokrovskii // *Journal of integrative neuroscience*. – 2005. – V. 1.№N 2. – P. 161 – 168.
95. Pokrovskii, V. Integration of the Heart Rhythmogenesis Levels: Heart Rhythm Generator in the Brain / V. Pokrovskii // *Journal Methodist De Bakey Heart Center*. – 2006. – V. 2. № 2. – P. 19 – 23.
96. Pokrovskii, V. Hierarchy of the heart rhythmogenesis levels is a factor in increasing the reliability of cardiac activity / V. Pokrovskii // *Medical Hypotheses*. – 2006. – Vol. 109. № 1. – P. 158 – 164.
97. Pokrovskii, V. Interaction of Brain and Intracardiac Levels of Rhythmogenesis Hierarchical System of Heart Rhythm Formation / V. Pokrovskii, V. Abushkevich // *Journal of Intaegrative Neuroscience*. – 2008. – Vol. 7. № 4. – P. 457 – 462.
98. Pokrovsky, V. M. The regulatory-adaptive state and evaluation of stressresistance in humans / V. M. Pokrovsky, A. N. Mingalev // *Human Physiology*. – 2012. – Vol. 38. - № 1. – P. 63 – 66.

99. Reid, J.V.O. The cardiac pacemaker: effects of regularly spaced nervous input / J.V.O. Reid // *Amer. Heart. J.* – 1969. – V. 78, № 1. – P. 58-64.
100. Schwartz M.D. Onset of spring starting earlier across the Northern Hemisphere / M. D. Schwartz, R. Ahas, A. Aasa // *Global Change Biology* – 2006 – V.12. – I2. – P. 343 – 351.
101. Suga, H. Modulation characteristics of heart rate by vagal stimulation / H. Suga, M. Oshima // *Jap. J. Med. Electronics Biol. Eng.* – 1968. – V. 6, № 6 – P. 465-471.
102. Suga, H. Periodic variation of heart rate caused by repetitive electric stimulation of cardiac vagus nerve / H. Suga, M. Oshima // *J. Physiol. Soc.* – 1969. – V. 31, № 1 – P. 33-34.
103. Wagner, H.-E. Progress in the visualization of filamentary gas discharges part 1: milestones and diagnostics of dielectric-barrier discharges by cross-correlation spectroscopy / H.-E. Wagner, R. Brandenburg, K.V. Kozlov // *Journal of Advanced Oxidation Technologies.* – 2004. – T. 7. № 1. – P. 11-19.
104. Identifying patients with colon neoplasias with gas discharge visualization technique / E.G. Yakovleva, O.A. Buntseva, S.S. Belonosov, E.D., Fedorov, T.V. Zarubina, K. Korotkov // *Journal of Alternative and Complementary Medicine.* – 2015. – T. 21. № 11. – P. 720-724.

СПИСОК ИЛЛЮСТРАТИВНОГО МАТЕРИАЛА

Рисунок 1.1 – Свечение венозного синуса лягушки в высокочастотном электрическом поле до вагусной остановки сердца	34
Рисунок 1.2 – Свечение венозного синуса лягушки в высокочастотном электрическом поле во время вагусной остановки сердца	35
Рисунок 1.3 – Площадь очага свечения, отражающего очаг инициации возбуждения в СА-узле лягушки	36
Рисунок 1.4 – Динамика очага свечения, отражающего очаг первоначального возбуждения в СА-узле, до вагусно-сердечной синхронизации, во время нее и после	37
Рисунок 2.1 – Схема установки	40
Рисунок 2.2 – Направление перемещения очагов свечения	41
Рисунок 2.3 – Сопоставление ЭКГ со светящимися очагами в блуждающем нерве в высокочастотном электрическом поле в исходном состоянии	42
Рисунок 2.4 – Срезы очагов свечения.	43
Рисунок 3.1 – Сопоставление ЭКГ со светящимися очагами в блуждающем нерве в высокочастотном электрическом поле в исходном состоянии.....	44
Рисунок 3.2 - Направление перемещения очагов свечения	45
Рисунок 3.3 – Фоновые очаги свечения и очаги свечения, связанные с ЭКГ	46
Рисунок 3.4 – Очаг свечения в периферическом конце блуждающего нерва	47
Рисунок 3.5 – Очаги свечения в центральном конце блуждающего нерва	47
Рисунок 3.6 – Томографические срезы афферентного и эфферентных очагов, связанных с ЭКГ	48
Рисунок 3.7 – Динамика изменения средних значений площади срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов	51

Рисунок 3.7 - Динамика изменения средних значений толщины срезов афферентного, проксимального и дистального эфферентных очагов	52
Рисунок 4.1 – Сопоставление ЭКГ со светящимися очагами в блуждающем нерве в высокочастотном электрическом поле при развитии брадикардии в результате электрической стимуляции.....	54
Рисунок 4.2 – Проксимальный эфферентный, дистальный эфферентный и афферентный очаги (слева направо, соответственно) при брадикардии, направление их распространения и составляющие для анализа площади	55
Рисунок 4.3 – Томографические срезы афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов, связанных с ЭКГ	57
Рисунок 4.4 – Динамика изменения площади срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов	59
Рисунок 4.5 – Динамика изменения средних значений толщины срезов афферентного, проксимального и дистального эфферентных очагов при брадикардии	60
Рисунок 5.1 – Сопоставление ЭКГ со светящимися очагами в блуждающем нерве в высокочастотном электрическом поле при развитии управляемой брадикардии при паттерной электрической стимуляции	62
Рисунок 5.2 – Проксимальный эфферентный, дистальный эфферентный и афферентный очаги (слева направо, соответственно) при управляемой брадикардии, направление их распространения и составляющие для анализа площади	63
Рисунок 5.3 – Томографические срезы афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов, связанных с ЭКГ	65
Рисунок 5.4 – Динамика изменения площади срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов	67
Рисунок 5.5 – Динамика изменения средних значений толщины срезов афферентного, проксимального и дистального эфферентных очагов при	

управляемой брадикардии	68
Рисунок 6.1 – Динамика изменения площади срезов афферентного очага в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии	72
Рисунок 6.2 – Динамика изменения толщины срезов афферентного очага в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии	72
Рисунок 6.3 – Динамика изменения площади срезов дистального и проксимального эфферентных очагов в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии	73
Рисунок 6.4 – Динамика изменения толщины срезов проксимального эфферентного очага в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии	74
Рисунок 6.5 – Динамика изменения толщины срезов дистального эфферентного очага в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии.....	75
Таблица 2.1 – Общие сведения о наблюдениях.....	39
Таблица 3.1 – Значения площади центральной части и общей площади афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов в исходном состоянии	48
Таблица 3.2 – Значения площади срезов афферентного очага	49
Таблица 3.3 – Значения площади срезов проксимального эфферентного очага ...	49
Таблица 3.4 - Значения площади срезов дистального эфферентного очага	50
Таблица 3.5 – Средние значения площади срезов очагов	50
Таблица 3.6 – Средние значения толщины срезов афферентного и эфферентных очагов	51
Таблица 4.1 – Значения площади центральной части и общей площади афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов при брадикардии	56
Таблица 4.2 – Сравнение средних значений площади центральной части и общей площади афферентного, проксимального эфферентного и дистального	

эфферентного очагов при брадикардии и в исходном состоянии	56
Таблица 4.3 – Значения площади срезов афферентного очага при брадикардии ..	57
Таблица 4.4 – Значения площади срезов проксимального эфферентного очага при брадикардии	58
Таблица 4.5 – Значения площади срезов дистального эфферентного очага при брадикардии	58
Таблица 4.6 – Средние значения площадей срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов при брадикардии	59
Таблица 4.7 – Средние значения толщины срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов.....	60
Таблица 5.1 – Значение площади центральной части и общей площади афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов	64
Таблица 5.2 – Сравнение средних значений площади центральной части и общей площади афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов при управляемой брадикардии, брадикардии и в исходном состоянии.....	64
Таблица 5.3 – Значения площади срезов афферентного очага при управляемой брадикардии	66
Таблица 5.4 – Значения площади срезов проксимального эфферентного очага при управляемой брадикардии	66
Таблица 5.5 – Значения площади срезов дистального эфферентного очага при управляемой брадикардии	66
Таблица 5.6 – Средние значения площадей срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов при управляемой брадикардии	67
Таблица 5.7 – Средние значения толщины срезов афферентного, проксимального эфферентного и дистального эфферентного очагов	68

Таблица 6.1 – Соотношение средних значений общей площади и площади центральной части афферентного, проксимального и дистального эфферентных очагов в исходном состоянии, при брадикардии и управляемой брадикардии..... 71

ПРИЛОЖЕНИЯ

Приложение А

Результаты статистической обработки

Сравнение площади эфферентных очагов при разных состояниях

Критерий Вилкоксона	р-уров.
1 срез Исх прок & 1 срез Бр прок	0,028403
7 срез Исх прок & 7 срез Бр прок	0,262619
1 срез Бр прок & 1 срез УБ прокс	0,959354
7 срез Бр прок & 7 срез УБ прокс	0,858955
1 срез Исх дист & 1 срез Бр дист	0,007686
7 срез Исх дист & 7 срез Бр дист	0,010863
1 срез Бр дист & 1 срез УБ дист	0,798860
7 срез Бр дист & 7 срез УБ дист	0,042602

Сравнение площади афферентного очага при разных состояниях

Критерий Вилкоксона	р-уров.
1 срез Исх аф1 & 1 срез Бра аф 1	0,009345
7 срез Исх аф1 & 7 срез Бра аф 1	0,721277
1 срез Бра аф 1 & 1 срез УБ аф 1	0,878482
7 срез Бра аф 1 & 7 срез УБ аф 1	0,798860

Сравнение толщины срезов проксимального очага при разных состояниях

Критерий Вилкоксона (сравнение про толщина)	р-уров.
1 срез Исх про эф 2 & 1 срез Бр про эф 2	0,097202
7 срез Исх про эф 2 & 7 срез Бр про эф 2	0,093493
1 срез Бр про эф 2 & 1 срез УБ про эф 2	0,483840
7 срез Бр про эф 2 & 7 срез УБ про эф 2	0,498963

Сравнение толщины срезов дистального очага при разных состояниях

Критерий Вилкоксона (сравнение дис толщина)	р-уров.
1 срез Исх дис эф 2 & 1 срез Бр ди эф 2	0,015157
7 срез Исх дис эф 2 & 7 срез Бр ди эф 2	0,554114
1 срез Бр ди эф 2 & 1 срез УБ дис эф 2	0,213525
7 срез Бр ди эф 2 & 7 срез УБ дис эф 2	0,600180

Сравнение толщины срезов эфферентных очагов между собой при разных состояниях

Критерий Вилкоксона (сравнение толщина)	р-уров.
1 срез Исх дис эф 2 & 1 срез Исх про эф 2	0,067890
7 срез Исх дис эф 2 & 7 срез Исх про эф 2	0,059173
1 срез Бр ди эф 2 & 1 срез Бр про эф 2	0,009345
7 срез Бр ди эф 2 & 7 срез Бр про эф 2	0,075928
1 срез УБ дис эф 2 & 1 срез УБ про эф 2	0,007686
7 срез УБ дис эф 2 & 7 срез УБ про эф 2	0,944183

Приложение Б

«УТВЕРЖДАЮ»

Ректор ФГБОУ ВО КубГМУ

Минздрава России

Алексеев С.Н.

«29»

2018 г.

АКТ

об использовании предложения

НАИМЕНОВАНИЕ ПРЕДЛОЖЕНИЯ: визуализация процесса возбуждения в блуждающем нерве кошки, связанного с сердечным ритмом, в высокочастотном электрическом поле.

НАИМЕНОВАНИЕ НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ РАБОТЫ, в рамках которой разработано предложение: «Выявление активности блуждающего нерва, связанной с сердечным ритмом, в высокочастотном электрическом поле».

НАУЧНЫЙ РУКОВОДИТЕЛЬ: заведующий кафедрой нормальной физиологии, доктор медицинских наук профессор Покровский Владимир Михайлович.

ИСПОЛНИТЕЛЬ: аспирант кафедры нормальной физиологии Арделян Александр Николаевич.

ДАТА ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ПРЕДЛОЖЕНИЯ с 13.03.2017 года.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ И ИХ ПРАКТИЧЕСКАЯ ЗНАЧИМОСТЬ: выявление эфферентного сердечного сигнала со стороны блуждающего нерва, что имеет значение для фундаментальной физиологии и клинической кардиологии, а также возможное выявление активности в других нервах.

Заведующий кафедрой нормальной физиологии
профессор

В.М. Покровский

С началом использования ознакомлен

А.Н. Арделян

Приложение В

«УТВЕРЖДАЮ»

Ректор ФГБОУ ВО КубГМУ
Минздрава России

Алексеевко С.Н.

«29» 08 2018 г.

АКТ

об использовании предложения

НАИМЕНОВАНИЕ ПРЕДЛОЖЕНИЯ: использование полученных данных о многокомпонентности эфферентного сердечного сигнала в лекционном и практическом курсе занятий кафедры нормальной физиологии ФГБОУ ВО КубГМУ.

НАИМЕНОВАНИЕ НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ РАБОТЫ, в рамках которой разработано предложение: «Выявление активности блуждающего нерва, связанной с сердечным ритмом, в высокочастотном электрическом поле».

НАУЧНЫЙ РУКОВОДИТЕЛЬ: заведующий кафедрой нормальной физиологии, доктор медицинских наук профессор Покровский Владимир Михайлович.

ИСПОЛНИТЕЛЬ: аспирант кафедры нормальной физиологии Арделян Александр Николаевич.

ДАТА ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ПРЕДЛОЖЕНИЯ с 13.03.2017 года.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ И ИХ ПРАКТИЧЕСКАЯ ЗНАЧИМОСТЬ: выявленная неоднородность эфферентного сердечного сигнала вносит вклад в понимание регуляторных влияний на сердце со стороны блуждающего нерва, что имеет значение для фундаментальной физиологии и клинической кардиологии.

Заведующий кафедрой нормальной физиологии
профессор

В.М. Покровский

С началом использования ознакомлен

А.Н. Арделян

Приложение Г

Список работ, опубликованных по теме диссертации

1. К методике применения эффекта Кирлиан для изучения свойств матки крыс / В.Ю. Перов, А.Н. Арделян, И.М. Сомов, М.Ю. Перова // Современные проблемы науки и образования. – 2006. – №4. – С.157-158.
2. Методика применения эффекта Кирлиан для изучения свойств матки крыс / В.Ю. Перов, М.Ю. Перова, А.Н. Арделян, И.М. Сомов // Современные проблемы науки и образования. – 2006. – №4. – С.157
3. Нейрограмма блуждающего нерва при воспроизведении сердцем ритма искусственной стимуляции/ А.Н. Арделян, И.М. Сомов, Т.В. Копейкина, Л.В. Полищук // Тезисы II конференции молодых ученых и студентов НИИ НФ им. П.К. Анохина РАМН, ГМУ им И.М. Сеченова «Экспериментальная и прикладная физиология» – М., 2011. – С. 3.
- *4. Арделян, А.Н. Выявление эфферентной и афферентной активности, приуроченной к сердечному ритму, в блуждающем нерве кошки / А.Н. Арделян // Кубанский научный медицинский вестник. – 2015. – № 4 (153). – С. 13-17.
5. Арделян, А.Н. Высокочастотное электрическое поле высокой напряженности как метод регистрации афферентных и эфферентных процессов в блуждающем нерве у кошки / А.Н. Арделян // Новая наука: от идеи к результату: Международное научное периодическое издание по итогам Международной научно-практической конференции. – 2016 – Ч.2 – С.3-4.
6. Арделян, А.Н. Регистрация активности блуждающего нерва, связанной с ЭКГ, у кошки / А.Н. Арделян // Международный журнал экспериментального образования. – 2016. – №3-1. – С. 78.
- *7. Обнаружение в вагосимпатическом стволе, находящемся в высокочастотном электрическом поле очагов свечения, связанных с активностью сердца лягушки / В.М. Покровский, В.Г. Абушкевич, Ю.Ю. Перова, М.Ю. Перова, А.Г. Похотько, А.Н. Арделян // Доклады Академии наук. – 2016. – Т. 468, №2. – С. 1 – 2. DOI: 10.7868/0869565216140292.

- *8. Выявление очага возбуждения в глубине ткани методом визуализации в высокочастотном электрическом поле / Ю.Ю. Перова, В.А. Минкин, И.М. Сомов, В.Г. Абушкевич, А.С. Саркисян, А.Н. Арделян, Л.А. Скорикова, Н.М. Шулая // Кубанский научный медицинский вестник. – 2016. – № 2 (157). – С. 122 - 126.
- *9. Direction of flashing areas attributed to the frog cardiac function in the vagosympathetic trunk placed into a high frequency electrical field / V.M. Pokrovskii, V.G. Abushkevich, Y.Y. Perova, M.Y. Perova, A.G. Pokhotko, A.N. Ardelyan // Doklady biological sciences. – 2016. – V. 468. – P. 1 – 2. DOI: 10.1134/S0012496616030042.
10. Визуализация процесса возбуждения в возбудимых тканях / Н.В.Махнова, В.А. Минкин, А.Н. Арделян, И.А. Головин, Е.И. Грицаев, А.В. Коданев, Н.В. Корнилова, Ю.Ю.Перова, В.В. Попков, А.С. Саркисян, И.М. Сомов, Н.М.Шулая, Л.А. Скорикова / Материалы V Съезда физиологов СНГ. – Сочи, 2016. – С. 161.
11. Абушкевич, В.Г. Визуализация очага возбуждения в ткани / В.Г. Абушкевич, Ю.Ю. Перова, А.Н. Арделян // Материалы XXIII Физиологического общества имени И.П. Павлова. – Воронеж, 2017. – С. 1767 – 1768.

* - Работы, опубликованные в изданиях, включенных в Перечень рецензируемых научных изданий или входящих в международные реферативные базы данных и системы цитирования, рекомендованных ВАК при Минобрнауки России для опубликования основных научных результатов диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук, на соискание ученой степени доктора наук и изданиях, приравненных к ним.