

Министерство образования Республики Беларусь  
Учреждение образования  
Белорусский государственный университет  
информатики и радиоэлектроники

УДК 616.12-07-047.44

Генжиев  
Иламан Джумакулыевич

**МЕТОДЫ АНАЛИЗА МНОГОКОНАЛЬНЫХ  
ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ**

**АВТОРЕФЕРАТ**

на соискание степени магистра технических наук  
по специальности 1–38 80 03 «Приборы, системы и изделия медицинского  
назначения»

Научный руководитель  
Давыдова Надежда Сергеевна  
кандидат технических наук, доцент

Минск 2020

## **Введение**

Электроэнцефалография — это метод исследования электрической активности головного мозга. Метод основан на принципе регистрации электрических потенциалов, появляющихся в нервных клетках в процессе их деятельности.

Анализ ЭЭГ является сложной задачей, требует учитывать множество характеристик пациента и дополнительных факторов. При этом окончательное решение при формировании заключения остается за врачом. Поэтому большую перспективу имеют автоматизированные системы ЭЭГ диагностики, позволяющие записывать в цифровой форме сигналы в максимально комфортных условиях для пациента и врача, автоматически выполнять предварительную обработку сигнала и представлять данные в виде, позволяющем врачу быстро выполнить окончательный анализ и точно сформулировать заключение.

**Целью данной работы** – разработать методику анализа сигналов многоканальных электроэнцефалограмм для анализа патологических состояний головного мозга.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

- изучить особенности ЭЭГ сигнала.
- изучить существующие методы регистрации ЭЭГ сигналов и разработать свою методику.
- провести съем данных по разработанной методике.
- изучить методы обработки ЭЭГ сигнала, такие как методы выделения Альфа ритма, метод Фурье и Вейвлет методы.
- разработать методику обработки ЭЭГ сигналов.

## **ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ**

### **Цель и задачи исследования**

Целью работы – разработать методику анализа сигналов многоканальных электроэнцефалограмм для анализа патологических состояний головного мозга.

Для выполнения поставленной цели в работе были сформулированы следующие задачи:

1. Разработать методику регистрации электроэнцефалографических сигналов;
2. Провести съем данных по разработанной методике;
3. Разработать методику обработки ЭЭГ сигналов.

Объектом исследования в данной работе являются патологические состояния головного мозга.

Предметом исследования являются многоканальные ЭЭГ сигналы.

Содержание диссертационной работы соответствует образовательному стандарту высшего образования второй ступени (магистратуры) специальности 1-38 80 03 «Приборы, системы и изделия медицинского назначения».

### **Личный вклад соискателя**

Все основные научные результаты, представленные в работе, получены соискателем самостоятельно на базе УО БГУИР. В диссертации изложены результаты научно-исследовательских работ, выполненных автором в соавторстве.

Личный вклад соискателя заключается в проведении теоретических исследований, разработка методик проведения экспериментов, проведение исследований, обработка экспериментальных данных.

Участие научного руководителя: первого проректора кандидата технических наук, доцента, УО «БГУИР» Давыдова М.В. заключалось в обсуждении структуры, целей и задач исследований, обсуждении и обобщении результатов теоретических и практических исследований, проведенных автором самостоятельно.

По материалам диссертации опубликовано 4 тезиса.

### **Структура и объем диссертации**

Диссертация состоит из общей характеристики работы, введения, четырех глав с выводами по каждой главе, заключения, библиографического списка и приложений.

Общий объем диссертации составляет 65 страниц, в том числе 2 таблицы, 32 рисунков. Библиографический список включает 45 наименований.

## Методы регистрации и анализ многоканального ЭЭГ

ЭЭГ регистрируют с помощью наложенных на поверхность кожи головы электродов, которые при помощи проводников коммутированы с панелью усилителя биопотенциалов – электроэнцефалографа. Электроды, которые накладываются на кожу, должны иметь низкое переходное сопротивление (не более 3-5 кОм), малую степень поляризации и высокую устойчивость к коррозии. Наиболее часто используют электроды, покрытые хлорированным серебром. Для крепления электродов применяют специальный шлем-сетку или используют готовые наборы электродов, смонтированных в шлемы.

В настоящее время приняты два способа регистрации ЭЭГ – монополярный и биполярный. При биполярном отведении разность потенциалов измеряют между двумя электрически активными участками головного мозга (оба электрода находятся на коже головы). При монополярном отведении регистрируют разность потенциалов между электрически активной и электрически нейтральной (мочка уха) точками.

Отводящие электроды можно накладывать на различные участки поверхности головы с учетом проекции на них областей головного мозга. Наибольшее распространение в настоящее время получили международные системы расположения электродов 10–20% и 10-10% (рисунок 1).

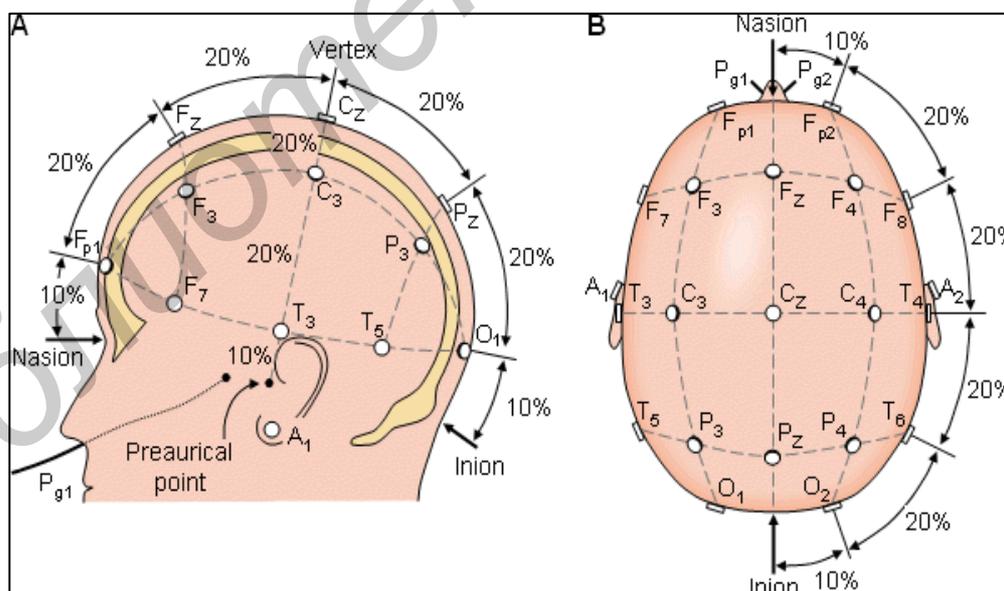


Рисунок 1 - Схема монтажа электродов 10–20%.

Сложности снять ЭЭГ заключается в том, что сигнал как правило не превышает 150мкВ, поэтому сопротивление кожного покрова должно быть как можно меньше. Для этого можно использовать специальные гели, пасты или

как в нашем случи мы использовали смачивание водой только мостиковые электроды.

**Методика съема электроэнцефалограмм была следующая:**

1. Подключить EEG-Mitsar к ПК. Для уменьшения помех рекомендуется подключить EEG-Mitsar к ноутбуку, работающему от аккумулятора. В помещении, где проводятся запись не должно быть работающих установок; по возможности пациент во время записи должен находиться внутри клетки фарадея.

2. Запустить программную среду «Data Studio». Заполнить регистрационные данные пациента. Для записи данных ЭЭГ запустить «EEG Studio модуль ввода».

3. Надеть силиконовый шлем для ЭЭГ на голову пациента. При необходимости ослабить натяжение нитей для увеличения размера шлема. Зафиксировать шлем под подбородком с помощью специального фиксатора.

4. Изменить натяжение нитей шлема ЭЭГ, для создания оптимального усилия прижатия электродов к коже головы.

5. Проверить контакты разъемов соединительных проводов в приборе. Не допускается одновременное использование проводов разной длины и изготовленных из различных материалов. Рекомендуется избегать изгибов проводов.

6. Установка нейтральных электродов. Для устранения артефактов в виде сигналов ЭМГ, необходимо установить электроды в область, где отсутствуют мышцы, для чего установить электроды на лоб на 2см выше бровей. В качестве электродов использовать чашечковые электроды предварительно с нанесенным на них высокопроводящим гелем

7. Нанести на референтные электроды высокопроводящий гель и установить их на мочку уха.

8. Установить мостиковые электроды, внешний вид электродов представлен на. Мостиковые электроды должны быть предварительно смочены водой, или слабоконцентрированным раствором NaCl.

9. С помощью проводов с зажимами типа «Крокодил» установить контакт с нужным электродом.

10. Получить данные ЭЭГ у пациента находящимся в покое, с закрытыми глазами. Пациент должен максимально расслабиться. Записывать данные не менее трех минут.

11. Получить данные ЭЭГ у пациента находящимся в покое, с открытыми глазами. В поле зрения пациента не должно быть визуальных раздражителей. Записывать данные не менее трех минут.

12. Получить данные ЭЭГ при гипервентиляции легких. Для чего во время записи частота вдохов пациента должна превышать норму в 2 раза. Записывать данные не менее минуты.

13. Произвести дезинфекцию электродов.

14. После прекращения съема данных необходимо убрать с электродов остатки геля, и других веществ. Для чего необходимо их вымыть в проточной холодной воде, а затем насухо вытереть.

После установки электродов наша задача убедиться в том, что сигнал качественный. А для этого можно воспользоваться программным импедасометром открыв в программе окно сопротивления. Он состоит из индикаторов который переключается между зеленым, желтым и красным цветом. Зеленое это допустимое сопротивление, красное высокое сопротивление. Как только мы убедились в качестве сигнала, располагаем пациента максимально удобном положение и начинаем съема ЭЭГ. Процесс установки приведен на рисунке 2.



Рисунок 2 – Процесс установки электродов (импеданс).

Порядок съема электроэнцефалограмм был следующим:

**Тест в покое с закрытыми глазами.**

Пациента попросит открыть и закрыть глаза несколько раз, чтобы оценить неточности, которые отражаются на кривой.

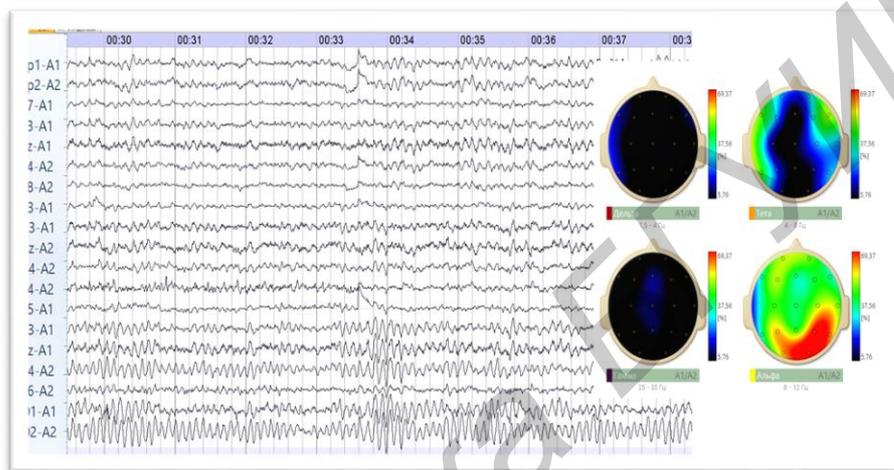
**Тест в покое с открытыми глазами.**

При открывании глаз на ЭЭГ альфа-ритм исчезает и заменяется быстрыми ритмами. При этом оценивают скорость наступления реакции, степень угнетения альфа-ритма

**Тест в покое с открытыми глазами при гипервентиляции.**

При проведении пробы пациент усиленно дышит, акцентируя внимание больше на выдохе.

Проанализированы электроэнцефалограммы 42 здоровых человек возрасте 19-53 лет, 19 мужчин и 23 женщин. ЭЭГ -кривые предварительно подвергались цифровой фильтрации, заключающейся в выделении биоэлектрического сигнала только диапазоне частот, альфа ритма с использованием возможности программы «ЭЭГ-202». Спектральный анализ ЭЭГ позволяет определить индекс частотных диапазонов ЭЭГ для стандартных и выделенных диапазонов частот. Индекс ритма – время выявления определенного ритма (активности) по отношению ко всему времени регистрации ЭЭГ, выраженное в процентах. В норме  $\alpha$ -ритм составляет 75-95%, снижение индекса  $\alpha$ -активности <50% расценивается как признак



патологических изменений (рисунок 3).

**Рисунок 3 – Электроэнцефалограмма и карты спектра мощности основных частотных диапазонов электроэнцефалограммы.**

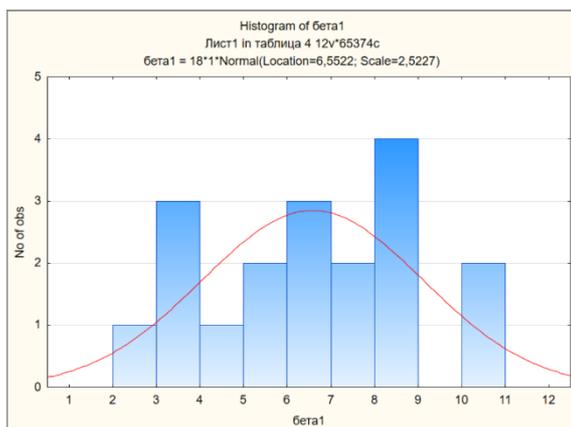
Статистический анализ проводился с помощью программы Statistica 12. Величина выборки рассчитывалась по критерию мощности. Полученные

Пара	Дельта [1,5 - 4 Гц]	Тета [4 - 7,5 Гц]	Альфа [7,5 - 14 Гц]	Бета-1 [14 - 20 Гц]	Бета-2 [20 - 30 Гц]	Гамма [30 - 40 Гц]
FP1   P4	5,63 мкВ	6,32 мкВ	-10,76 мкВ	3,38 мкВ	2,81 мкВ	2,19 мкВ
FP2   P4	5,98 мкВ	7,11 мкВ	-7,41 мкВ	4,65 мкВ	4,04 мкВ	3,13 мкВ
F7   P4	4,27 мкВ	4,81 мкВ	-3,30 мкВ	3,12 мкВ	1,90 мкВ	1,19 мкВ
F3   P4	6,04 мкВ	6,44 мкВ	1,38 мкВ	5,06 мкВ	4,21 мкВ	2,55 мкВ
FZ   P4	6,83 мкВ	7,57 мкВ	0,84 мкВ	6,16 мкВ	5,03 мкВ	3,16 мкВ
F4   P4	6,52 мкВ	7,90 мкВ	8,77 мкВ	6,78 мкВ	5,92 мкВ	3,54 мкВ
F8   P4	5,01 мкВ	5,57 мкВ	7,88 мкВ	5,43 мкВ	5,57 мкВ	3,47 мкВ
T3   P4	4,58 мкВ	5,03 мкВ	2,13 мкВ	3,80 мкВ	2,10 мкВ	1,53 мкВ
C3   P4	6,61 мкВ	7,24 мкВ	16,03 мкВ	7,11 мкВ	5,23 мкВ	3,18 мкВ
CZ   P4	6,93 мкВ	8,14 мкВ	26,07 мкВ	8,64 мкВ	6,87 мкВ	3,86 мкВ
C4   P4	7,16 мкВ	8,62 мкВ	31,01 мкВ	8,97 мкВ	7,42 мкВ	4,05 мкВ
T4   P4	5,68 мкВ	6,79 мкВ	23,05 мкВ	7,28 мкВ	7,08 мкВ	4,34 мкВ
T5   P4	3,99 мкВ	4,27 мкВ	5,99 мкВ	2,42 мкВ	-0,90 мкВ	-0,76 мкВ
P3   P4	6,83 мкВ	7,09 мкВ	26,91 мкВ	8,71 мкВ	6,00 мкВ	3,55 мкВ
PZ   P4	7,46 мкВ	8,81 мкВ	39,00 мкВ	10,48 мкВ	7,83 мкВ	4,03 мкВ
T6   P4	5,64 мкВ	6,22 мкВ	28,96 мкВ	6,46 мкВ	6,75 мкВ	3,53 мкВ
O1   P4	6,01 мкВ	4,25 мкВ	27,36 мкВ	8,55 мкВ	5,86 мкВ	3,69 мкВ
O2   P4	7,96 мкВ	8,88 мкВ	55,46 мкВ	10,94 мкВ	8,94 мкВ	4,62 мкВ

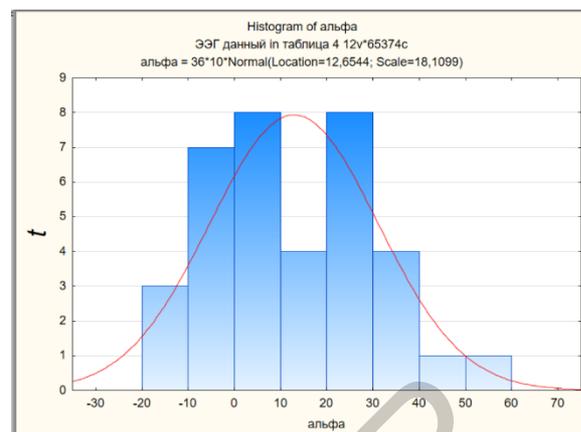
данные представлено на рисунке 4.

**Рисунок 4 – Спектры: Числовые значения, режим амплуды.**

Полученные данные загружаем в программу Statistica и построим графики.



а



б

Рисунок 5 – а) Альфа-ритм, меняющийся по времени, б) Бета дизметрия.

При вычислении групповых ЭЭГ особенностей уровень статистической значимости  $P$  был ниже или равным 0,05. Ввиду того, что общепринятое пороговое значение уровня статистической значимости  $P < 0,05$  имеет низкую прогностическую способность для отклонения нулевой гипотезы, то при дифференциальной диагностике и прогнозировании исходов операций исследования проводились с максимальной статистической мощностью -  $P$  ниже или равен 0,001, поскольку этот уровень обеспечивает сильные доказательства ошибочности нулевой гипотезы.

Cochran Q Test (ЭЭГ данный in таблица 4)			
Number of valid cases:45			
Q = 61,34043, df = 3, p < ,000000			
Variable	Sum	Percent 0's	Percent 1's
альфа дизретмия	40,00000	11,11111	88,88889
бета дизретмия	13,00000	71,11111	28,88889
стресс	14,00000	68,88889	31,11111
тета дизретмия	4,00000	91,11111	8,88889

Рисунок 6 – Статистический значимость.

В целом, используемые методы статистической обработки адекватны цели и задачам нашего исследования. Установлено, что амплитуда и частота альфа и бета ритма у здоровых лиц в возрасте 25-40 лет как у мужчин, так и у женщин ото лба к затылку изменяются одинаково. Однако амплитуда бета-ритма у женщин выше, чем у мужчин. Метод цифровой фильтрации отражает закономерности пространственного распределения альфа и бета ритма у здоровых лиц и может быть использован для расчета амплитудно-частотных показателей ЭЭГ ритмов.

## **Заключение.**

В ходе работы над диссертацией была исследована и проанализирована различные методы записи электрической активности различных отделов головного мозга, которые преобразуются в соответствующую кривую, называемую электроэнцефалограммой.

В ходе работы было проделано следующее:

- было изучено особенности ЭЭГ сигнал.
- были изучены методы регистрации ЭЭГ сигнал.
- были изучены методы обработки ЭЭГ сигнал.

Были проведены исследование электроэнцефалограмме 45 человек. Был проведен анализ ЭЭГ сигналов в программе Mitsar-EEG analis. Рассмотрены основные изменения электроэнцефалограммы, характерные для пациентов. Определены области на ЭЭГ-сигналах, в которых наиболее часто происходят изменения электрических биопотенциалов головного мозга. Таким образом, полученные результаты свидетельствуют о том, что метод факторного анализа показателей ЭЭГ человека при гипервентиляции легких позволил выделить два фактора. Первый фактор (когнитивный) включал в себя две составляющие: тета- и дельта-ритмы. Второй по значимости фактор (фактор первичной обработки сенсорной информации) включал в себя одну переменную – альфа-ритм. Так, первый фактор (фактор первичной обработки сенсорной информации) включал в себя одну составляющую – альфа-ритм, а второй по значимости фактор (фактор внимания) включал в себя две переменных: бета- и тета-ритмы.

## Список публикаций соискателя

[1] Влияние экранов на распределения импульсных магнитных полей при транскраниальной магнитной стимуляции / И. В. Самуйлов, М.Н Кайдак, И. Д. Генжиев // Доклады БГУИР. - 2016. - № 7 (101). - С. 159 - 163.

[2] Моделирование воздействия магнитных полей на ткани человека для оценки безопасности промышленных объектов / И. В. Самуйлов , М.Н Кайдак, И. Д. Генжиев. // Мониторинг техногенных и природных объектов: сб. материалов междунар. научн. -техн. конф. / редкол.: Батура М. П. [и др.]. – Минск: БГУИР, 2017. – С. 100 – 105.

[3] Модели биологических тканей для магнитотерапии / И. В. Самуйлов , М.Н Кайдак, И. Д. Генжиев // Новые горизонты – 2017: сборник материалов Белорусско-Китайского молодежного инновационного форума, 2-3 ноября 2017 г. : в 2 т. – Минск : БНТУ, 2017. – Т. 2. – С. 23-25.

[4] Мониторинг состояния ЦНС на основе анализа электромиограмм мышц челюстно-лицевой области/ И. В. Самуйлов, М.Н Кайдак, И. Д. Генжиев // 2018 г: -Минск: БГУИР 56-60.

Библиотека БГУИР