

## Возможность одновременной регистрации электроэнцефалограмм нескольких пациентов на одном нейрокартографе

### Аннотация

Для экономии времени и средств лечебных учреждений предлагается подход к одновременной регистрации электроэнцефалограмм нескольких пациентов на одном нейрокартографе, что имеет преимущественное отношение к сомнографии.

Рассматриваются характеристики используемых аналоговых ключей, параметры записи, программное обеспечение для последующей идентификации индивидуальных электроэнцефалограмм.

В настоящее время метод электроэнцефалографии получил широкое распространение для оценки функционального состояния центральной нервной системы, ее патологии, а также для оценки психофизиологических особенностей индивидуума. Для решения этих задач все шире используются различные алгоритмы математической обработки данных, анализа физических характеристик ЭЭГ, статистические методы [1].

Сложность функциональной диагностики патологической биоэлектрической активности при обморочных состояниях, хронической нейрогенной и мышечной боли, эпилептических состояниях заключается в том, что при обследовании больного процедура записи ЭЭГ со всеми функциональными нагрузками, последующим визуальным и компьютерным анализом кривых по нормативам фактически укладывается в 90 мин и за это время иногда невозможно убедительно получить патологические феномены, не выявляющиеся вследствие индивидуальных физиологических особенностей или недавно проведенного курса лечения.

Решением данной задачи является существующая длительная регистрация ЭЭГ во время сна с одновременной записью показателей сердечной, мышечной, дыхательной, двигательной активности – полисомнография.

С практической точки зрения у специалистов в больницах имеется потребность в большем количестве данных обследований за меньший временной интервал (вопросы койко-дней, больничная касса, число обследуемых).

Для разрешения перечисленных временных и экономических вопросов нами предлагается метод одновременной регистрации ЭЭГ у нескольких человек на одном электроэнцефалографе или нейрокартографе.

Мы предлагаем оснастить стандартный электроэнцефалограф дополнительным электронным блоком в виде многоканального аналогового ключа, управляемого с персонального компьютера. Многоканальный аналоговый ключ периодически последовательно замыкает и размыкает отведения от шлема электроэнцефалографа каждого пациента, данные ЭЭГ всех пациентов первоначально сохраняются на жестком диске персонального компьютера в одном большом файле, который затем разделяется на отдельные файлы с данными каждого пациента. Тем самым реализуется синхронная регистрация ЭЭГ нескольких пациентов. По окончании записи данные ЭЭГ каждого пациента анализируются врачом. В дальнейшем будем говорить об одном аналоговом ключе, причем совокупность таких ключей представляет собой многоканальный аналоговый ключ. На сегодняшний день существует большое количество аналоговых ключей, которые отличаются друг от друга быстротой действия, диапазоном входного сигнала, сопротивлением в открытом (замкнутом) и закрытом (разомкнутом) состоянии. Всех их объединяет функция предназначения – коммутация (включение и выключение) входного сигнала. Во включенном состоянии аналоговый ключ замыкает электрическую цепь и сигнал от отведения проходит через него без искажения, а в выключенном состоянии сигнал от отведения не проходит через аналоговый ключ. Сигналы ЭЭГ имеют амплитуду порядка десятков микровольт, поэтому аналоговый ключ по своим характеристикам должен обеспечивать коммутацию сигналов столь малой амплитуды, т. е. иметь минимальное сопротивление, минимальный ток утечки (большое значение которого может привести к искажению сигнала ЭЭГ) во включенном состоянии, существенное быстротой действия. Маломощные аналоговые ключи на полевых транзисторах обладают характеристиками, подходящими для обеспечения коммутации сигналов ЭЭГ. Например, фирма «MAXIM/Dallas» (США) разработала однополюсный однопроводный (пропускающий сигнал только в одном направлении) полупроводниковый аналоговый ключ МАХ4707 на полевых транзисторах. Для питания ключа МАХ4707 используется программный однополярный источник диапазона напряжений 1,8...5,5 В. Аналоговый ключ МАХ4707 при отсутствии напряжения питания разомкнут, а для его замыкания необходимо подать напряжение питания. В замкнутом состоянии аналоговый ключ МАХ4707 имеет сопротивление 2...3 Ом при напряжении питания +2,7 В, что сопоставимо с сопротивлением проводов, по которым распространяются сигналы ЭЭГ. Ток потребления в состоянии покоя составляет всего 0,02 мкА, что позволило применить его в нашем маломощном портативном устройстве. Аналоговый ключ МАХ4707 имеет малый ток утечки (0,1 нА) во всем диапазоне рабочих температур (-40...+85 °С), TTL-совместимую логику (транзисторно-транзисторную логику) управ-

ления, полосу пропускания при сопротивлении нагрузки 50 Ом и емкости 5 пФ 190 МГц, что обеспечивает передачу сигнала ЭЭГ через аналоговый ключ МАХ4707 без искажения.

Для иллюстрации принципа работы аналогового ключа на рис. 1 представлена его принципиальная схема. Аналоговый ключ можно переводить в открытое состояние, подавая управляющее напряжение большее, чем максимальное входное положительное напряжение. Ключ не проводит ток при напряжении управляющего сигнала  $U_{упр} \leq 0$ . При этом через сопротивление  $R$  ток не идет.

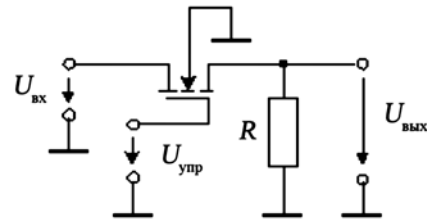


Рис. 1. Схема последовательного аналогового ключа:

$U_{вх}$  – напряжение на входе ключа, обусловленное сигналом ЭЭГ;  $U_{вых}$  – напряжение на выходе аналогового ключа;

$U_{упр}$  – напряжение управляющего сигнала;  $R$  – сопротивление на выходе аналогового ключа, через которое протекает ток  $I$ ; произведение силы тока  $I$ , протекающего через сопротивление  $R$ , на сопротивление  $R$  определяет амплитуду  $U = IR$

В этом состоянии сопротивление канала, как правило, достигает единиц или даже десятков гигаом ( $10^{12}$  Ом), и сигнал не проходит через ключ. Подача положительного напряжения  $U_{упр}$  (величиной порядка нескольких вольт) приводит аналоговый ключ в проводящее состояние с типичным сопротивлением от 2 до 3 Ом, при этом через сопротивление  $R$  протекает максимальный ток, обеспечивая передачу сигнала ЭЭГ через аналоговый ключ без искажения.

Приведенная схема будет работать при положительных входных сигналах, которые по крайней мере на 5 В меньше, чем  $U_{упр}$ . Максимальный сигнал ЭЭГ составляет порядка 50 мкВ, поэтому подавая  $U_{упр} = 6$  В, мы обеспечим работу аналогового ключа.

Таблица 1

### Логика управления аналогового ключа

Уровень сигнала на выходе $U_{вых}$ (L – низкий, H – высокий)	Состояние аналогового ключа
L	ON (включен)
H	OFF (выключен)

Мы проектировали многоканальный аналоговый ключ таким образом, чтобы можно было обследовать одновременно четырех пациентов. Так как электроэнцефалограф содержит 16 отведений для сигналов ЭЭГ, общее количество аналоговых ключей равно 54. Напряжение питания аналоговых ключей  $U_{пит}$  и напряжение управляющего сигнала  $U_{упр}$  задаются с персонального компьютера, к которому подключен электроэнцефалограф (рис. 2).

Запись сигналов ЭЭГ на жестком диске персонального компьютера первоначально осуществляется в один большой файл формата edf (European Data Format), содержащий данные всех пациентов, который по окончании записи специальной компьютерной программой разделяется на четыре файла формата edf меньшего объема, каждый из которых содержит данные только одного пациента. Файлы, соответствующие ЭЭГ каждого пациента, читаются, например, с помощью специализированной программы «Нейрон-Спектр» фирмы «Нейрософт» (г. Иваново) и анализируются врачом [2]. Для пояснения принципа разделения большого файла формата edf на части подробно рассмотрим содержимое одного из файлов формата edf, который можно прочитать с помощью текстового редактора, различающего символы, соответствующие американскому стандарту кодировки символов – ASCII (American Standard Code for Information Interchange).

ASCII каждому символу (букве или цифре) латинского, русского и других алфавитов ставит в соответствие число в шестнадцатиричном формате. Файл формата edf можно посимвольно прочитать с помощью, например, текстового редактора «Блокнот» («Notepad»), поддерживающего кодировки символов русского и латинского алфавитов. Шестнадцатиричный формат связан с единицей измерения информации – байтом. Один байт содержит восемь бит, а один бит соответствует логической единице (1) или логическому нулю (0). Можно сказать, что один байт – это машинное слово, которому соответствуют  $2^8$  бит. Далее будем говорить о тексте, который соответствует содержанию edf-файла. В самом начале текста находится заголовок, состоящий из 256 символов, к которым прибавляются  $256 \cdot ns$  байтов, где  $ns$  – количество отведений (в нашем случае – 16).

Параметры, представленные в табл. 2, перед началом записи задаются с помощью графического интерфейса программы «Нейрон-Спектр» и определяют основные параметры ЭЭГ. Одним из важных параметров, определяемых программой «Нейрон-Спектр», является частота квантования входного сигнала, которая обычно выбирается равной 200 Гц. В нашем случае для предотвращения потерь данных сигналов ЭЭГ частоту квантования необходимо увеличить кратно

количеству пациентов; таким образом, для четырех пациентов частота квантования будет равна 800 Гц.

За заголовком файла формата edf располагается блок данных ЭЭГ пациентов (DATA RECORD), которые по окончании записи конвертируются в отдельные файлы формата edf, причем каждый из них соответствует ЭЭГ отдельно взятого пациента. Процедура конвертирования исходных данных всех пациентов в отдельные файлы осуществляется в два этапа. На первом этапе с помощью программы «Нейрон-Спектр» открываем файл с данными всех пациентов, затем последовательно выбираем команды «ЭЭГ», «Экспорт ЭЭГ», «Формат ASCII».

В результате появляется диалоговое окно «Выбор отведений», в котором выбираем все доступные отведения, кроме последних трех, и нажимаем кнопку «ОК». Мы получаем исходный текстовый файл с записью результатов ЭЭГ всех пациентов, читаем его с помощью стандартной программы «Notepad++», разделяем на отдельные файлы текстового формата и импортируем в программу «Нейрон-Спектр».

Основные строки исходного текста нашей программы, связанного с разделением данных пациентов, приводятся ниже:

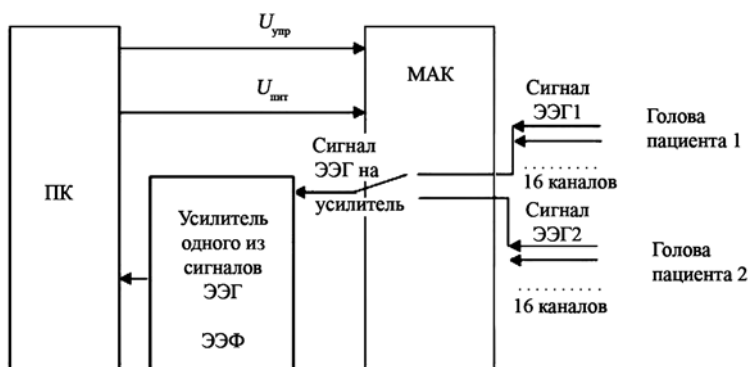


Рис. 2. Блок-схема работы аналогового ключа: ПК – персональный компьютер;  $U_{упр}$  – напряжение управляющего сигнала (6 В);  $U_{пит}$  – напряжение питания аналогового ключа (2,7 В); МАК – многоканальный аналоговый ключ; ЭЭФ – электроэнцефалограф, сигнал ЭЭГ на усилитель – сигнал от одного из отведений электроэнцефалограммы. Сигнал ЭЭГ проходит через МАК, усиливается и попадает на вход персонального компьютера только в том случае, если напряжение управляющего сигнала составляет 6 В, если напряжение управляющего сигнала равно 0, то сигнал через МАК не проходит

Таблица 2

#### Расшифровка заголовка файла (HEADER RECORD) формата edf

№ п/п	Количество резервированных ASCII-символов	Соответствие символов (значение – по умолчанию)
1	8	Версия формата записываемых данных (0)
2	80	Данные пациента (как правило, фамилия, имя, отчество). В нашем случае – четыре слова, каждое из которых соответствует сокращенной форме записи данных пациентов (ФИО)
3	80	Дополнительная строка идентификации записи (например «Нейрософт. Все права защищены»)
4	8	Дата начала записи в формате dd.mm.yy (день, месяц, год; например 10.09.10)
5	8	Время начала записи в формате hh.mm.ss (час, минута, секунда; например 03.24.37)
6	8	Количество байтов (символов) в заголовке edf-файла
7	44	Резервные символы
8	8	Количество данных записи
9	8	Длительность записи данных ЭЭГ в секундах
10	4	Количество отведений электроэнцефалографа ( $ns$ ). В нашем случае $ns = 16$
11	$ns \cdot 16$	Метка для каждого отведения (например EEG Fpz-Cz)
12	$ns \cdot 80$	Тип датчика (например электрод AgAgCl)
13	$ns \cdot 8$	Размерность измеряемого сигнала ЭЭГ (например мкВ)
14	$ns \cdot 8$	Минимальное значение физического сигнала (например –500 мкВ) связано с калибровкой энцефалографа
15	$ns \cdot 8$	Максимальное значение физического сигнала (например 500 мкВ) связано с калибровкой энцефалографа
16	$ns \cdot 8$	Минимальное значение цифрового сигнала (например –2048) связано с калибровкой энцефалографа
17	$ns \cdot 8$	Максимальное значение цифрового сигнала (например 2048) связано с калибровкой энцефалографа
18	$ns \cdot 80$	Нижняя (HP) и верхняя (LP) полосы пропускания фильтра (например LP = 0,1 Гц, HP = 75 Гц)
19	$ns \cdot 8$	Количество выборок (точек, отображаемых на экране персонального компьютера) для каждой записи
20	$ns \cdot 32$	Зарезервированные символы

```

while pos1<FileSize(f)-1 do
begin
...
data.Add("");
indexofstr:=indexofstr+1;
for j:=0 to count-1 do
begin
if pos1= FileSize(f)-1 then break;
pos1:=pos1+1;
Read(f,mm);
...
data[indexofstr-1]:=data[indexofstr-1]+' '+inttostr(mm);
seek(f,pos1);
end;//граница блока for j:=0 to count-1 do
end;//граница блока while pos1<FileSize(f)-1 do

```

Первая строка «while pos1<FileSize(f)-1 do» является заголовком блока команд, выполняющихся до тех пор, пока положение курсора в тексте файла не окажется в конце файла. Строка «begin» обозначает начало блока команд «while pos1<FileSize(f)-1 do». Строка «...» означает, что мы здесь пропускаем и не рассматриваем часть второстепенных команд ввиду громоздкости алгоритма. Команда «data.Add("");» добавляет пустую строку в текстовое поле «data». Строка «indexofstr:=indexofstr+1;» определяет индекс текущей строки текстового файла. Строка «for j:=0 to count-1 do» является заголовком цикла. Строка «begin» определяет начало цикла чтения символов текущей строки текстового файла «for j:=0 to count-1 do». Если файл прочитан полностью, то чтение файла заканчивается. Проверка этого условия осуществляется командой «if pos1= FileSize(f)-1 then break;». Команда «pos1:=pos1+1;» определяет позицию курсора на одну позицию дальше и записывает позицию курсора в переменную «pos1». Команда «Read(f,mm);» связана с чтением текущего символа,

определяемого позицией курсора «pos1». Команда «data[indexofstr-1]:=data[indexofstr-1]+' '+inttostr(mm);» связана с добавлением символа в строку текстового поля «data». Команда «seek(f,pos1);» устанавливает курсор в позицию, определенную переменной «pos1». Следующие две одинаковые строки «end» означают окончание цикла «for j:=0 to count-1 do» и блока «while pos1<FileSize(f)-1 do» соответственно. Также имеются так называемые комментарии «//граница блока for j:=0 to count-1 do» и «//граница блока while pos1<FileSize(f)-1 do». Наша программа также анализирует заголовок файла согласно строкам *табл. 1* и с учетом текстовых данных каждого пациента составляет новые файлы формата edf.

#### Список литературы:

1. *Зенков Л.Р.* Функциональная диагностика нервных болезней. – М.: МЕДпресс-информ, 2004.
2. Программное обеспечение «Нейрон-Спектр». Руководство пользователя. Т. 1-2. – Иваново: ООО «Нейрософт», 1991, 1999-2007.

*Айрат Мухамедович Гатауллин,*  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра физики,

*Казанский государственный энергетический университет,*  
*Александр Витальевич Овчинников,*  
канд. мед. наук, врач-нейрофизиолог,  
*Казанская государственная медицинская академия,*  
г. Казань, e-mail: avitov@yandex.ru

*Л.Н. Ясницкий, А.А. Думлер, К.В. Богданов, А.Н. Полещук, Ф.М. Черепанов,*  
*Т.В. Макурина, С.В. Чугайнов*

## Диагностика и прогнозирование течения заболеваний сердечно-сосудистой системы на основе нейронных сетей

### Аннотация

Разработана нейро-экспертная система, предназначенная для диагностики и прогнозирования течения наиболее распространенных сердечно-сосудистых заболеваний. В результате компьютерных экспериментов, выполненных с помощью предлагаемой системы, обнаружены факты, показывающие, что сложившаяся в современной медицине практика давать одни и те же рекомендации всем без исключения кардиологическим больным, такие как: соблюдать гипохолестериновую диету, отказаться от «вредных привычек», ограничить употребление кофе, спиртных напитков, похудеть, ограничить умственную и физическую нагрузку, не всегда корректна. Наши исследования показали, что некоторые из этих рекомендаций для ряда больных не только не приносят пользы, но могут причинить вред. Выявить таких нетипичных пациентов и разработать для них персональные рекомендации позволяет предлагаемая диагностико-прогностическая система.

В настоящее время в научной литературе имеется немало обзоров и сообщений об успешном опыте разработки систем медицинской диагностики на основе аппарата искусственных нейронных сетей [1]-[5]. Однако анализ работ показывает, что нейросетевые медицинские системы, как правило, ограничиваются только постановкой диагнозов заболеваний. Возможности же нейросетевых технологий гораздо шире [5], [6].

Цель рассматриваемой работы состоит в попытке применения математического аппарата нейросетевых технологий не только для диагностики, но и для прогнозирования течения заболеваний на различные периоды времени, а также в попытке использования нейросетевых моделей для выявления неизвестных ранее медицинских знаний.

### Нейросетевая модель и ее тестирование

Исследование проводилось на базе отделений неотложной кардиологии и кардиологического отделения Городской клинической больницы № 4 г. Перми. Обследовано 569 больных. Из них ишемическая болезнь сердца в различных ее проявлениях (инфаркт миокарда, стенокардия стабильная и нестабильная, а также ее осложнения в виде острой левожелудочковой недостаточности и хронической сердечной недостаточности) диагностирована у 557 пациентов. У 12 пациентов установлена гипертоническая болезнь. Диагнозы выставлены на основании характерной клинической картины, лабораторных и инструментальных методов исследования, включая проведение коронароангиографии.

Как показано в [7], подходящим типом структуры нейронной сети, предназначенной для задач медицинской диагностики, является персептрон с сигмоидными активационными функциями [5], на вход которого подается информация о пациенте, а с выхода снимается диаг-

ноз заболевания. Входные параметры  $x_1, x_2, \dots, x_N$  характеризуют паспортные данные и жалобы пациента, анамнез его заболевания и жизни, данные объективного исследования – всего 67 параметров. Это значения величин, например, температура тела, артериальное давление, частота пульса и др. Это также числа, кодирующие какие-либо признаки, например, единица, если пол мужской, и двойка, если пол женский. Выходные параметры  $y_1, y_2, \dots, y_M$  кодируют диагнозы заболеваний сердечно-сосудистой системы – ишемической болезни сердца (ИБС) и ее клинических форм: инфаркта миокарда, стенокардии стабильной, стенокардии нестабильной, острой левожелудочковой недостаточности, хронической сердечной недостаточности. Таким образом, нейронная сеть содержала  $N = 67$  входных нейронов и  $M = 6$  выходных нейронов.

Врачи-эксперты на основе данных опроса, осмотра пациентов, анализа лабораторных и инструментальных методов исследований, которые проводились согласно регламенту Национальных рекомендаций РФ, выставляли в баллах (по 100-балльной шкале) степень своей уверенности в том или ином диагнозе. Всего было заполнено и обработано 569 анкет, каждая из которых составляла пример, характеризующий предметную область. К этому множеству примеров было добавлено еще 100 анкет с данными людей, у которых диагноз сердечно-сосудистого заболевания был исключен. Последнее было сделано для того, чтобы нейросеть после обучения умела не только ставить диагнозы заболеваний, но и констатировать их отсутствие.

Все множество примеров разбивалось на обучающее  $L$ , тестирующее  $T$  и подтверждающее  $P$  в соотношении: 70 : 20 : 10 %. Обучение нейронной сети производилось методом обратного распространения ошибки, методом упругого обратного распространения, методом Левенберга-Марквардта и др. [5]. Оптимизация структуры нейронной сети – выбор оптимального количества скрытых нейронов и ак-