

УДК 615.47

## РЕГИСТРАТОР ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА

Краснов Е.А. Калакутский Л.И.

В последние годы для оценивания адекватности анестезии и состояния пациента во время хирургических операций появились системы, основывающиеся на анализе ЭЭГ-сигнала (монитор Aspect A2000 – фирма Aspect Medical System, монитор Aline – фирма Alaris Medical System) [7,8]. Наблюдение за изменением характера ЭЭГ-сигнала может дать полезную информацию о состоянии пациента.

Как правило, приборы, которые используются для исследования деятельности мозга, имеют большое число каналов (больше 8), следовательно, их подготовка к работе занимает длительное время [1,2]. Это делает затруднительным их применение в условиях операционной палаты или палаты интенсивной терапии.

При регистрации ЭЭГ-сигнала большую роль играют качество электродов, точность и качество их установки на поверхности головы пациента. Часто для этих целей применяются стандартные одноразовые Ag-AgCl электроды [4,5]. Такие электроды, в отличие от чашечковых энцефалографических электродов не требуют специальной подготовки – достаточно приложить электрод и сильно прижать. Для повышения качества контакта предварительно можно протереть кожу спиртом. Вся процедура установки электродов займет меньше минуты.

При разработке устройства регистрации ЭЭГ учитывались требования, такие как: размер, вес, потребляемая мощность, помехозащищенность, простота в обращении. Для регистрации ЭЭГ-сигнала применяется одно лобное монополярное отведение. Этого вполне достаточно, т.к. изменения в характере ЭЭГ сначала происходят в лобных отделах мозга, а затем распространяются на остальные [3]. Монополярное отведение, в отличие от биполярного, позволяет зарегистрировать неискаженную форму электрического потенциала, амплитуда получается достаточно высокой, поэтому можно выявить низкоамплитудные сигналы [2]. Сигнальный и нейтральный электроды располагаются на лбу пациента в точках Fz и Frz соответственно по системе 10-20, референтный электрод можно расположить на мочке уха или мастоиде [4].

Структура блока регистрации ЭЭГ-сигнала изображена на рисунке 1:

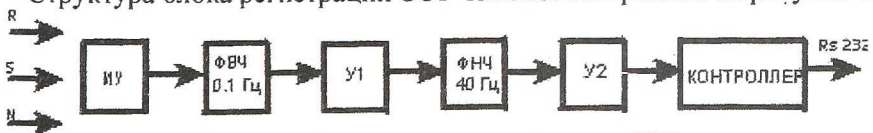


Рисунок 1 Структура блока регистрации ЭЭГ

По экранированным проводам сигнал поступает на вход инструментального усилителя (ИУ). В качестве такого усилителя выбран AD620. Его характеристики очень хорошо подходят для применения в такого рода приборах: малый потребляемый ток – 1.3 мА, высокий КОСС – 100 дБ минимум, малошумящий – 0.28 мкВ пик-пик в полосе 0.1 – 10 Гц.

Для защиты усилителя от возможных статических разрядов на его входах установлены диодные ограничители.

Сложной задачей является защита от внешних электрических помех. Те синфазные помехи, которые присутствуют на входах ИУ, подавляются благодаря его высокому КОСС, но радиочастотные помехи могут остаться в сигнале. Для снижения влияния таких помех применяется фильтр, схема которого приведена на рисунке 2:

Фильтр настроен на частоту среза 90 Гц. Также помогает избавиться от посторонних помех активная защита – драйвер нейтрального электрода, выполненная по схеме, приведенной на рис.3.

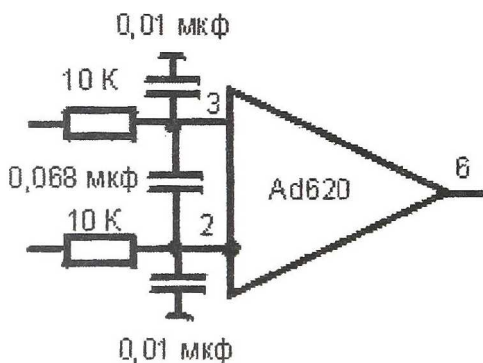


Рисунок 2 Схема фильтра

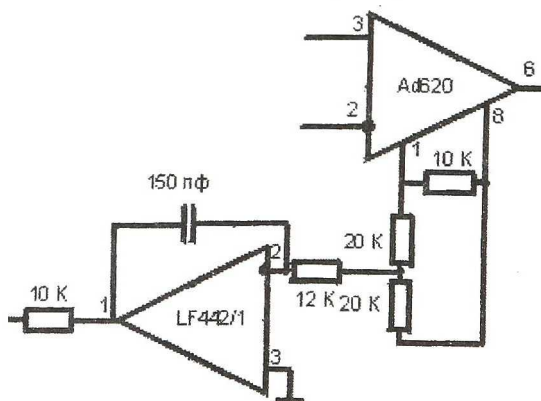


Рисунок 3 Схема активной защиты

Коэффициент усиления ИУ установлен  $= 7$ , чтобы усилитель при большом входном смещении не попал в насыщение.

Для выделения полезной частотной полосы применены два RC-фильтра: ВЧ, с частотой среза 0.1 Гц и НЧ, частотой среза 40 Гц. Взята именно эта полоса т.к. в ней содержится практически вся полезная информация.

Фильтрованный сигнал поступает на усилитель У1 с коэффициентом усиления 20. В усилителе У2 с помощью подстроечного резистора происходит регулирование коэффициента усиления всего блока и калибровка.

Далее сигнал поступает в контроллер. В данном приборе применяется контроллер PIC16C773. Он имеет 12-разрядный АЦП, RS232 интерфейс, малый потребляемый ток – около 2 мА. Оцифровка сигнала происходит с частотой 128 Гц.

После преобразования, цифровой код через оптическую развязку по последовательному интерфейсу RS232 со скоростью 9600 бит/сек поступает в компьютер, где может быть обработан и сохранен.

Питание всего блока осуществляется от аккумулятора типа 15F8K (+9В). Это позволяет избежать материальных и технических затрат на изготовление отдельного блока питания с дополнительными гальваническими или оптическими развязками, а также практически исключить влияние сетевой 50 Гц наводки. Напряжение аккумулятора +9В с помощью микросхемы ADP1111 преобразуется в +5В. Оно является напряжением питания контроллера и положительным напряжением питания всех усилителей. Отрицательное напряжение получается с помощью микросхемы ICL7660 – инвертора напряжения. Потребляет регистратор 11 мА, продолжительность работы от полностью заряженного аккумулятора 12 часов. О разряде аккумулятора сигнализирует красный светодиод. Зарядается аккумулятор специальным зарядным устройством, при этом нет необходимости извлекать батарею из блока.

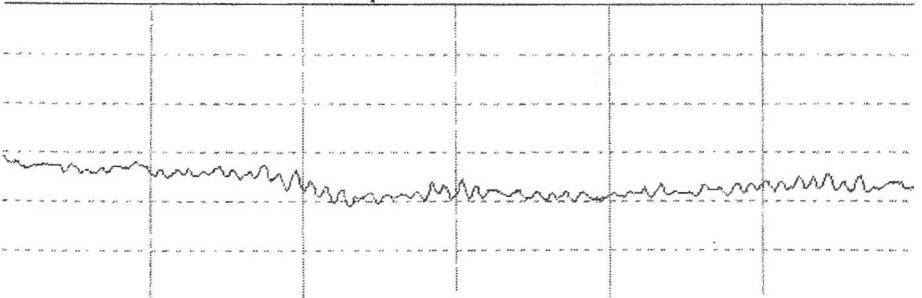


Рисунок 4. Фрагмент ЭЭГ человека в состоянии покоя с закрытыми глазами.

В зависимости от типа программного обеспечения можно производить различные действия с регистрируемым сигналом. Возможна простая



регистрация сигнала с одновременным добавлением комментариев, спектральный анализ, в режиме «off-line» может быть проведен анализ главных компонентов (АГК) для более детального исследования ЭЭГ-сигнала.

При испытаниях в условиях операционной палаты прибор показал хорошую помехозащищенность, устойчивость и надежность. Он прост в обращении, его применение в сочетании со специальным программным обеспечением поможет более качественно определять оптимальные дозы гипнотических веществ при анестезии и тем самым обезопасить пациента.

#### Список использованных источников

8. Зенков Л.Р. «Клиническая электроэнцефалография с элементами эпилептологии», издание 2-е исправленное и дополненное. М.: «МЕДпресс -информ», 2002 – 368 с., ил.
2. Кулаичев А.П. «Компьютерная электрофизиология в клинической и исследовательской практике». – М.: Информатика и компьютеры, 1999. – 329с., с ил.
9. Петровский Б.В., Ефуни С.Н. «Лечебный наркоз». – М.: «Медицина», 1967. – 234с., с ил.
1. Teplan M. «Fundamentals Of Eeg Measurement». MEASUREMENT SCIENCE REVIEW, Volume 2, Section 2, 2002
10. Lester G. Fehmi, and Adam Sundor, M.A. «The Effects of Electrode Placement Upon EEG Biofeedback Training: The Monopolar-Bipolar Controversy». INTERNATIONAL JOURNAL OF PSYCHOSOMATICS 36(1-4):23-33,1989
11. Jonathan R. Wolpaw, Niels Birbaumer, William J. Heetderks, Dennis J. McFarland, P. Hunter Peckham, Gerwin Schalk, Emanuel Donchin, Louis A. Quatrano, Charles J. Robinson, and Theresa M. Vaughan «Brain-Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting». IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING, VOL. 8, NO. 2, JUNE 2000

## ПРИМЕНЕНИЕ АВТОРЕГРЕССИОННОГО МЕТОДА И МЕТОДА ОКОННОГО ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ФУРЬЕ ДЛЯ СПЕКТРАЛЬНОГО ОЦЕНИВАНИЯ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Кузнецов А.А., Калакутский Л.И.

Исследование variability сердечного ритма (BCP) является одним из современных методов неинвазивного контроля активности гуморальной и автономной нервной регуляции, используемым для диагностики в различных областях медицины [1]. Метод дает в руки врача инструмент индивидуальной терапии, в которой становится реальным управление регуляторными системами и процессами в организме человека [2].

Под variability сердечного ритма понимают степень изменчивости во времени длин кардиоциклов в результате деятельности различных регуляторных механизмов [3]. При наблюдении за деятельностью сердца с помощью тех или иных аппаратных средств мы можем получить последовательность длин кардиоциклов, выраженных в единицах времени (чаще всего для оценки длительности цикла работы сердца используют определение времени между соседними R-зубцами ЭКГ, или вершинами