

РАЗРАБОТКА КОНСТРУКТОРСКОЙ ДОКУМЕНТАЦИИ НА МОДУЛЬ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФА СИСТЕМЫ КОНТРОЛЯ ГЛУБИНЫ АНЕСТЕЗИИ

Новикова Ю.И. ©

Магистрант, кафедра «Приборостроение»,
Донской государственной технической университет

Аннотация

В статье говорится о разработке конструкторской документации на модуль электроэнцефалографа системы контроля глубины анестезии, которая включает в себя схему электрическую принципиальную, плату печатную, сборочный чертеж, структурную схему. Разработанная конструкторская документация может быть использована приборостроительными предприятиями для реализации аналога дорогостоящего зарубежного прибора.

Ключевые слова: электроэнцефалограмма, глубина анестезии, конструкторская документация.

Keywords: electroencephalogram, anesthetic depth, engineering drawing.

Контроль глубины анестезии во время операции – обязательная процедура, так как несвоевременное и незамеченное пробуждение пациента повышает риск послеоперационных осложнений. С 1994 года на рынке медицинского оборудования появляются мониторы глубины анестезии, работа которых основана на регистрации электроэнцефалограммы (ЭЭГ), так как анализ спонтанной и вызванной активности головного мозга обеспечивает точную оценку физиологического состояния пациента [1,28]. На сегодняшний день к числу надежных относятся мониторные системы и модули компании Aspect Medical systems (США), работа которых заключается в следующем: на основе обработки временных, частотных, спектральных параметров ЭЭГ выводится биспектральный индекс, соответствующий уровню сознания пациента (0 – электрическое молчание, 100 – состояние полного бодрствования) [1,29]. Другой пример - мониторы компании Danmeter (Дания), которые вырабатывают CSM-индекс и являются самыми портативными на сегодняшний день (130 гр.) [1,30]. Однако вышеуказанные приборы зарубежного производства достаточно дороги, что препятствует их внедрению в операционных комнатах российских клиник. Поэтому целью работы является разработка конструкторской документации на отечественный модуль электроэнцефалографа системы контроля глубины наркоза, в функции которого входит: формирование двух ЭЭГ-отведений, их усиление, оцифровка, обработка данных по заданному алгоритму для последующего вывода числового значения, соответствующего уровню угнетения сознания, на устройство отображения информации. Конструкторская документация включает: схему электрическую принципиальную, плату печатную, сборочный чертеж и структурную схему.

Для осуществления цели мы использовали схему электрическую принципиальную модуля электрокардиографа ЭК12Т [2,11] производства ООО «НПП «Монитор» (рисунок 1). Она была преобразована в схему электрическую принципиальную модуля электроэнцефалографа (рисунок 2) с учетом того, что суммарный коэффициент усиления ЭЭГ-сигнала должен быть в тысячу раз больше усиления ЭКГ-сигнала.

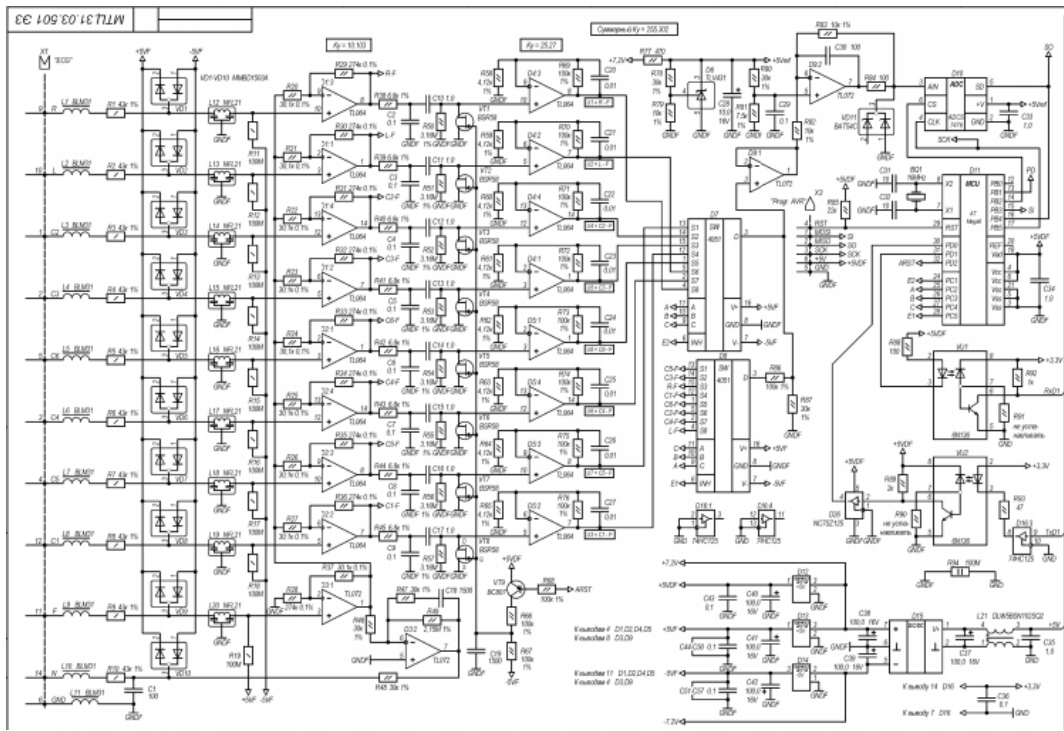


Рис. 1 - Схема электрическая принципиальная модуля электрокардиографа ЭКГТ

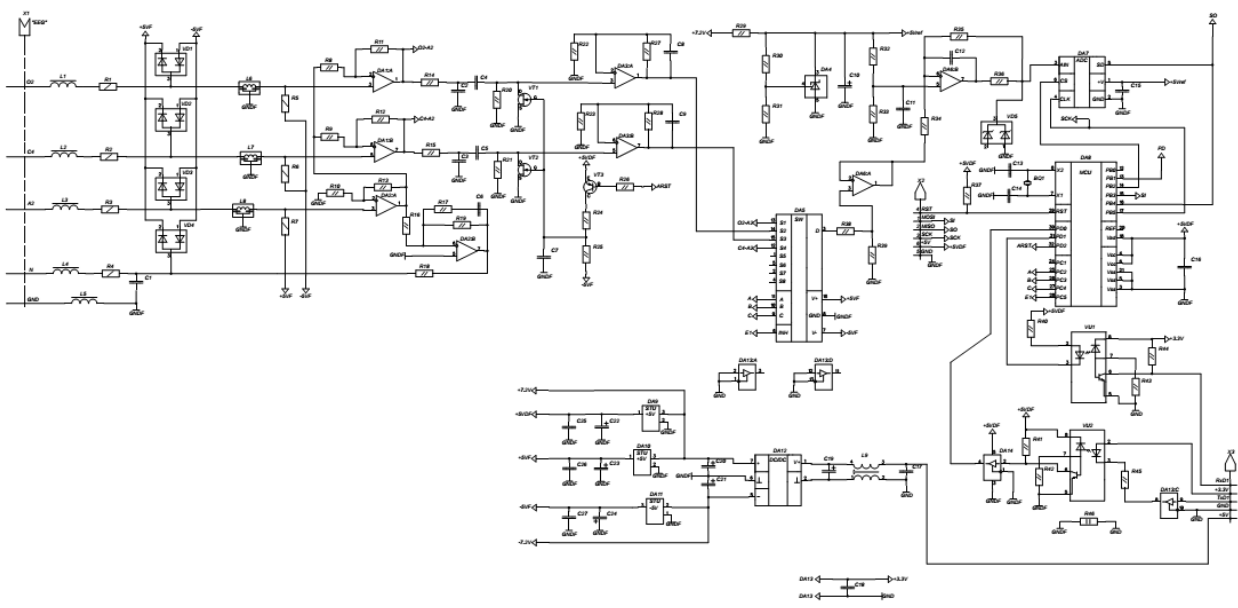


Рис. 2 - Схема электрическая принципиальная модуля ЭЭГ

Для получения нужного коэффициента усиления нами были выполнены следующие действия: номиналы резисторов R8, R9, R11, R12, R22, R23, изображенных на рисунках 3 и 4, были изменены так, чтобы коэффициент усиления K_{y1} дифференциальных усилителей DA1:A, DA1:B стал равен 331:

$$K_{y1} = 1 + \frac{R11}{R8} = 1 + \frac{R12}{R9} \quad (1)$$

$$K_{y1} = 1 + \frac{330}{1} = 331,$$

а коэффициент усиления K_{y2} усилителей DA3:A, DA3:B (рисунок 4), которые также являются активными фильтрами нижних частот, стал равен 770,2:

$$K_{y2} = 1 + \frac{R27}{R22} = 1 + \frac{R28}{R23} \quad (2)$$

$$K_{y2} = 1 + \frac{100000}{130} = 770,2.$$

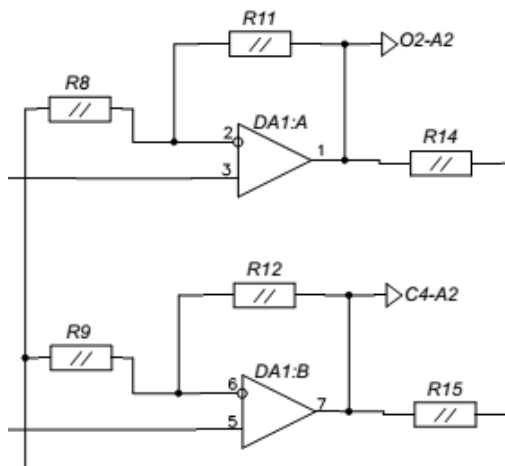


Рис. 3 - Дифференциальные усилители DA1:A, DA1:B

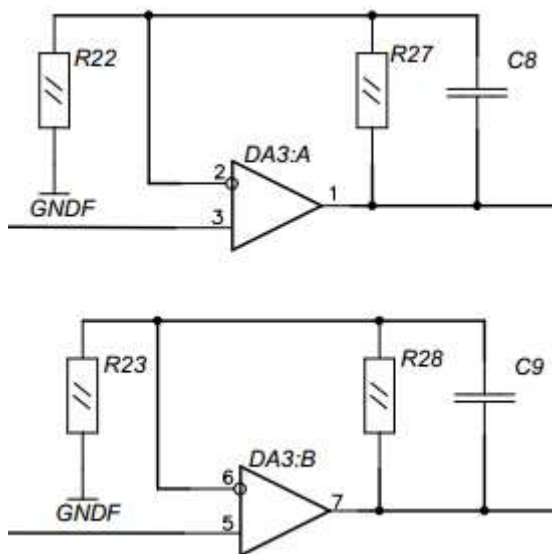


Рис. 4 – Усилители DA3:A, DA3:B

Таким образом, суммарное усиление тракта K_y составило:

$$K_y = K_{y1} \cdot K_{y2} \quad (3)$$

$$K_y = 331 \cdot 770,2 = 254936,2.$$

Для сравнения: в схеме электрической принципиальной модуля электрокардиографа ЭК12Т суммарное усиления составляло 255,302.

Рассмотрим подробнее схему электрическую принципиальную модуля ЭЭГ (рисунок 2).

В данной схеме - два измерительных канала электроэнцефалограммы. Схема защиты от импульсов дефибрилляции выполнена на основе разрядников, расположенных в кабеле

отведений, которые обеспечивают ограничение входного напряжения до 90 В, и схемы ограничения напряжения на уровне ± 5 В (VD1-VD4). Катушки индуктивности L1-L3, резисторы R1-R3 и LC фильтры L6-L8 формируют пассивные ФНЧ второго порядка по каждому отведению, исключая электрод N (ФНЧ первого порядка). Эти фильтры обеспечивают подавление сигналов электрохирургического оборудования, телевизионных и радиостанций, а также иного высокочастотного оборудования. Нейтральный электрод N используется для устранения синфазной помехи.

Схема контроля плохого контакта электродов в системе отведений позволяет своевременно определять обрыв или плохой контакт электродов. Высокоомные резисторы R5-R7, подключенные к источнику напряжения 5 В, и сопротивление контакта «электрод-кожа» образуют делитель, напряжение с которого подается на вход дифференциальных усилителей отведений. При плохом контакте электрода увеличивается сопротивление в цепи пациента, а, следовательно, и возрастает постоянное напряжение на выходе дифференциальных усилителей, которое поступает через коммутатор каналов DA5 на АЦП DA7. Оцифрованный сигнал из АЦП поступает в микроконтроллер DA8 для анализа состояния контакта «электрод-кожа». В случае обнаружения плохого электродного контакта микроконтроллер передает по последовательному интерфейсу сообщение микропроцессору о неполадках в системе отведений.

Сигналы ЭЭГ с выхода ДУ (DA1:A, DA1:B) поступают на пассивные ФНЧ первого порядка C2-C3, R14-R15, частота среза f_{cp} которых равна:

$$f_{cp} = \frac{1}{2\pi R_{14} C_2} \quad (4)$$

$$f_{cp} = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 6,8 \cdot 10^3 \cdot 10^{-7}} = \frac{10000}{42,7} = 234 \text{ Гц.}$$

Затем пройдя через пассивные ФВЧ первого порядка C4-C5, R20-R21 с частотой среза $f_{cp}=0,05$ Гц, сигналы ЭЭГ усиливаются операционными усилителями DA3:A, DA3:B. Частота среза рассчитывается по формуле:

$$f_{cp} = \frac{1}{2\pi R_{20} C_4} \quad (5)$$

$$f_{cp} = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 3,16 \cdot 10^6 \cdot 10^{-6}} = \frac{1}{19,85} = 0,05 \text{ Гц.}$$

Операционные усилители DA3:A, DA3:B выполняют функцию активного фильтра нижних частот первого порядка с частотой среза, равной 159 Гц для ограничения полосы частот, поступающих на вход АЦП (DA7). Частоту среза вычисляли по формуле:

$$f_{cp} = \frac{1}{2\pi R_{27} C_8} \quad (6)$$

$$f_{cp} = \frac{1}{6,28 \cdot 10^5 \cdot 10^{-8}} = \frac{1000}{6,28} = 159 \text{ Гц.}$$

Далее отфильтрованные сигналы поступают на вход коммутатора DA5.

Схема успокоения каналов ЭЭГ предназначена для предотвращения ухода изолинии при скачках напряжения, вызванных переходными процессами на участке электрод-кожа и двигательной активностью пациента. Она выполнена на транзисторах VT1-VT2, выполняющих роль ключей, через которые разряжаются конденсаторы C4-C5. Транзистор VT3 обеспечивает согласование уровней. Лог. 1, подаваемая на базу VT3 через резистор R26, закрывает ключи VT1-VT2, лог. 0 – открывает.

Коммутатор выполнен на одной микросхеме DA5 и предназначен для коммутации выходных сигналов усилителей ЭЭГ и сигналов контроля обрыва электродов. Работой коммутатора управляет микроконтроллер DA8 через программируемые порты ввода-вывода

PC1-PC5. При помощи коммутатора микроконтроллер выбирает, какой сигнал будет поступать на вход АЦП для измерения.

В модуле ЭЭГ используется источник опорного напряжения DA4, который формирует опорное напряжение 5 В для АЦП и 1В для сдвига уровня усиленного ЭЭГ сигнала. Схема сдвига уровня, выполненная на микросхеме DA6, обеспечивает сдвиг уровня всех поступающих от коммутатора сигналов на 2 В для подачи на вход АЦП.

Диапазон входных напряжений используемого 12-разрядного АЦП (DA7) составляет от 0 до +5 В. АЦП имеет следующие сигналы управления:

-CS – входной сигнал запуска преобразования АЦП. Запуск осуществляется по перепаду из «1» в «0». Должен удерживаться в нуле до окончания передачи данных.

-SCLK – входной сигнал тактовых импульсов для тактирования данных, выдаваемых АЦП по последовательному каналу. Достоверные данные могут быть считаны с АЦП по перепаду из «1» в «0» на входе SCLK. Для получения данных необходимо сформировать 16 тактовых импульсов.

-SDATA – выход последовательных данных из АЦП.

Для управления аналоговой частью в модуле ЭЭГ используется 8-разрядный микроконтроллер семейства AVR-ATMega8 (DA8). Основные технические характеристики микроконтроллера: тактовая частота 16 МГц; объем внутреннего ПЗУ 8 Кбайт (Flash); объем внутреннего ОЗУ 1 Кбайт; 23 программируемых портов ввода-вывода; два 8-разрядных таймера и один 16-разрядный; асинхронный последовательный канал UART; синхронный последовательный канал SPI; программируемый сторожевой таймер; АЦП; программируемая защита программного обеспечения от считывания.

Микроконтроллер программируется внутрисхемно при помощи специального разъема X2 на плате для подключения программатора и поддерживает режим программирования по последовательному каналу. В этом режиме программирование осуществляется через последовательный интерфейс SPI путем отправки 4-байтовых команд на вывод MOSI микроконтроллера. Результат выполнения команд чтения снимается с вывода MISO.

Источник питания гальванически развязанной части выполнен на микросхеме DA12, которая представляет собой DC/DC преобразователь и обеспечивает формирование напряжения $\pm 7,2$ В из напряжения +5 В.

Для питания микроконтроллера и цепей оптронов используется напряжение +5 В, которое формируется из +7,2 В микросхемой DA9. Для обеспечения более стабильной работы схемы, снижения уровня шумов, взаимного влияния между каналами аналоговые узлы гальванически развязанной части питаются напряжением ± 5 В, которое стабилизируется микросхемами DA10 и DA11.

Гальваническая развязка асинхронного последовательного канала UART, соединяющего микроконтроллер AVR и процессор обработки сигналов, выполнена на высокоскоростных оптронах VU1 и VU2, которые обеспечивают дополнительную изоляцию цепей пациента.

Получив схему электрическую принципиальную модуля ЭЭГ для нее составили плату печатную в графическом редакторе Sprint Layout 6.0 (рисунок 5), сборочный чертеж (рисунок 6) и структурную схему (рисунок 7) в системе проектирования радиоэлектронной аппаратуры P-CAD 2002.

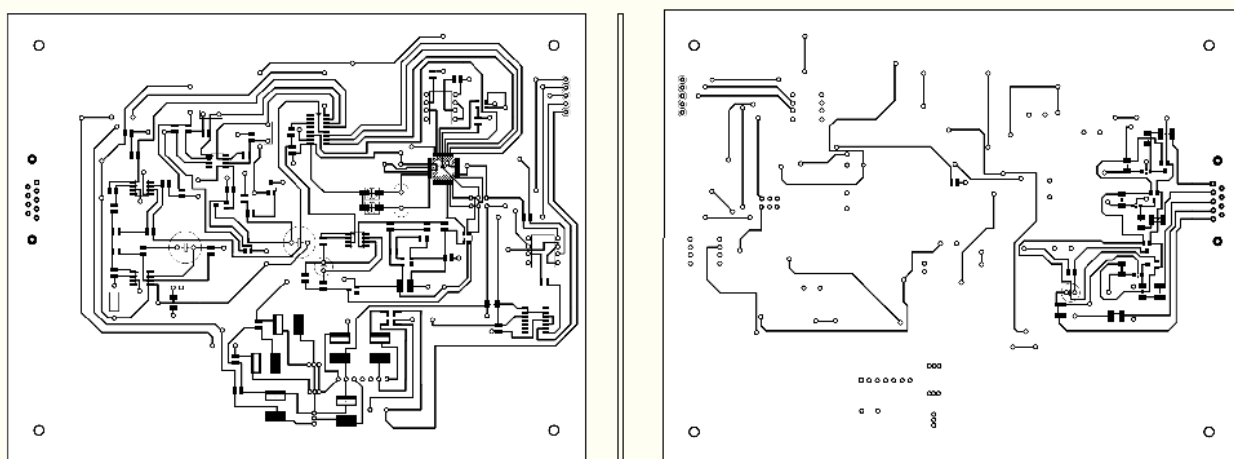


Рис. 5 – Плата печатная

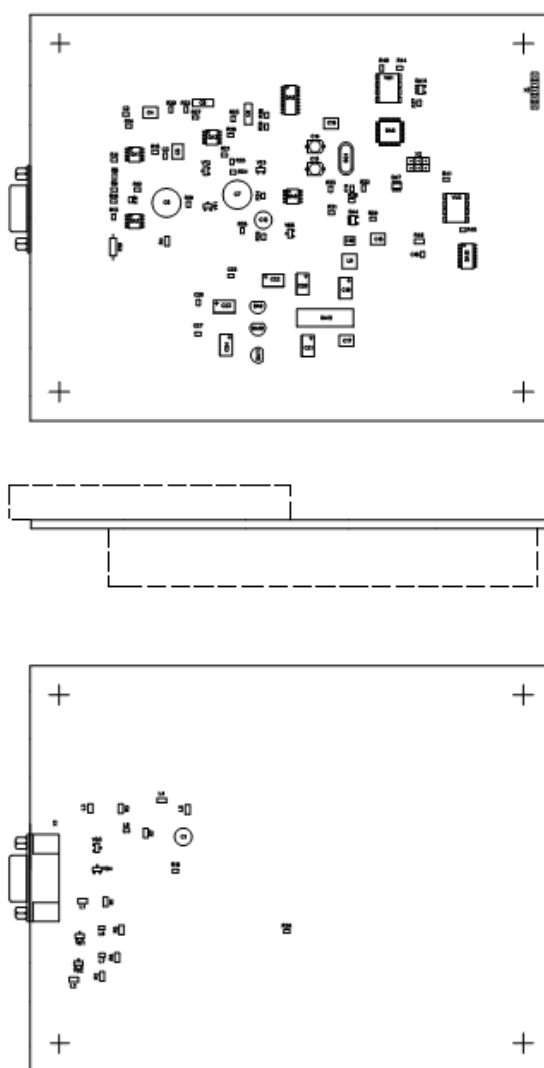


Рис. 6 – Сборочный чертеж модуля ЭЭГ

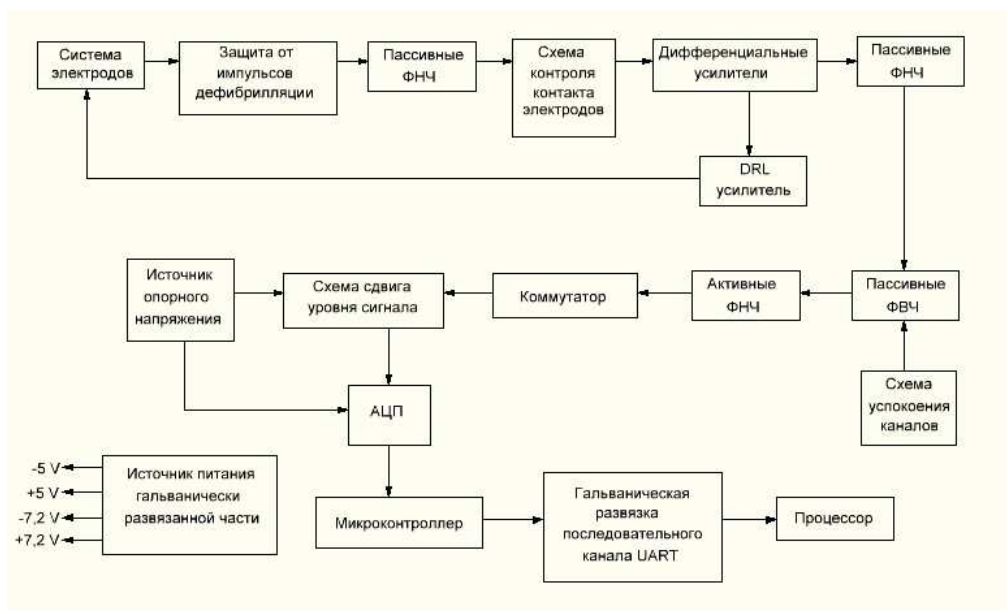


Рис. 7 – Структурная схема модуля ЭЭГ

Таким образом, разработанная конструкторская документация на модуль ЭЭГ системы контроля глубины наркоза может быть использована приборостроительными предприятиями для производства варианта для импортозамещения цифрового преобразователя BIS-монитора фирмы Aspect Medical systems.

Литература

1. О.Н. Пантеева, К.М. Лебединский, А.П. Немирко, А.Н. Калиниченко, А.Е. Карелов, К.М. Матус - ЭЭГ как инструмент оценки глубины анестезии // Эфферентная терапия. - 2010. - Том16. №4. – с. 28-34.
2. Электрокардиограф двенадцатиканальный ЭК12Т-01-«Р-Д» с цветным экраном 5,6 дюйма: альбом схем, апрель 2009 г. / ООО «НПП «Монитор». – Ростов-на-Дону, 2009. – 11с.