

УЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКИЙ КОМПЬЮТЕРНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ЛАБОРАТОРНОГО ПРАКТИКУМА МЕДИЦИНСКИХ УЧЕБНЫХ ЗАВЕДЕНИЙ

А. В. Сеньков, А. А. Скобляков

Не секрет, что студенты высших учебных заведений зачастую испытывают легкое разочарование, приходя на лабораторный практикум и видя старое экспериментальное оборудование, используемое в нем. Для технических ВУЗов с этим можно смириться, так как для понимания основ физических процессов достаточно простоты и оригинальности экспериментальных установок, созданных десять-двадцать лет назад. По-другому обстоит дело с медицинскими ВУЗами. Ввиду специфики цели обучения - подготовка специалистов, занимающихся лечением человека, - здесь имеет огромное значение качество преподаваемых знаний, доскональное понимание и усвоение материала, что невозможно без современной, идущей в ногу с техническим прогрессом учебно-диагностической базы. Приведем простой пример. При снятии электрокардиограмм для студента намного важнее проследить влияние на их поведение вдоха или выдоха пациента, мышечных напряжений и т. п., чем анализировать записанные заранее. Ведь суть истинных знаний - в понимании мелочей. И это касается не только электрокардиографии, но и снятия других физиологических параметров.

Один из путей решения этой немаловажной для медицинских ВУЗов проблемы - использование современной технической базы для создания недорогого и в то же время обладающего максимальной учебной информативностью лабораторного оборудования. С этой целью предлагается компьютерный диагностический комплекс, включающий в свой состав электрокардиограф, пульсоксиметр и плетизмограф, работающий в сопряжении с персональным компьютером и обеспечивающий обработку первичных сигналов и визуализацию регистрируемых параметров на дисплеях компьютерного класса в режиме реального времени. В перспективе замена громоздкого ПК «привязанного» к сети 220 В на КПК (карманный персональный компьютер), позволит использовать такой портативный комплекс семейными врачами при посещении больных на дому.

На рис. 1 приведена функциональная схема предлагаемого лабораторного комплекса. Он состоит из блока многоканального блока усиления и аналоговой обработки сигналов, а также формирования зондирующих потоков излучения, который обеспечивает необходимую фильтрацию сигналов, поступающих далее на АЦП и блока цифровой обработки, осуществляющего передачу получаемого потока данных в ПК.

Сигналы с электродов по кабелю отведений поступают на схему защиты пациента от поражения электрическим током, основное назначение которой - ограничение величины тока, протекающего через тело пациента при пробое изоляции блока питания ПК. Затем сигналы, снимаемые с электродов R, L, F поступают на повторители напряжения, имеющие высокое входное и низкое выходное сопротивления для согласования большого (порядка 1-10 МОм) сопротивления тела человека с небольшим сопротивлением схемы формирования опорных сигналов для грудных и aV отведений. Инструментальные усилители усиливают небольших по величине разности биопотенциалов, снимаемых с поверхности тела, и подавляют синфазные помехи, поступающих на их входы вместе с полезными сигналами. Пассивные элементы, входящие в цепи развязки и обратной связи ОУ, обеспечивают формирование АЧХ усилителей, заданную стандартами.

Для устранения влияния на результаты измерений посторонних засветок в пульсоксиметре используется импульсная модуляция потоков, излучаемых светодиодами оптоэлектронных датчиков. При подключении датчиков к прибору и включении питания микропроцессор в течение некоторого времени (от 3 до 5 с) производит установку величины импульсных токов, поочередно протекающих через инфракрасные светодиоды и светодиоды с красным цветом излучения. Величины этих токов выбираются такими, чтобы минимальные и максимальные значения напряжения импульсных сигналов с фотодиодов оптоэлектронных датчиков, усиленные усилителями, находились в рабочем диапазоне используемых АЦП. Регулировка токов через светодиоды осуществляется микропроцессором с помощью цифро-аналогового преобразователя, реализованного с помощью схемы широтно-импульсной модуляции микропроцессора и многозвенного низкочастотного π -С-фильтра. Изменяя скважность импульсов и переключая с помощью цифрового ключа полярность напряжения, поступающего на противоположный вывод датчика, можно задавать ток для каждого светодиода отдельно. Это позволяет устранить зависимость величины принимаемых фотодиодом потоков от коэффициента пропускания используемого участка тела пациента и различий в ватт-амперных характеристиках красного и инфракрасного светодиодов.

Длительность процесса установки импульсных токов достаточно большая, чтобы микропроцессор смог оценить диапазон изменения величины сигналов, прошедших через пульсирующую ткань, как минимум за два сердечных сокращения.

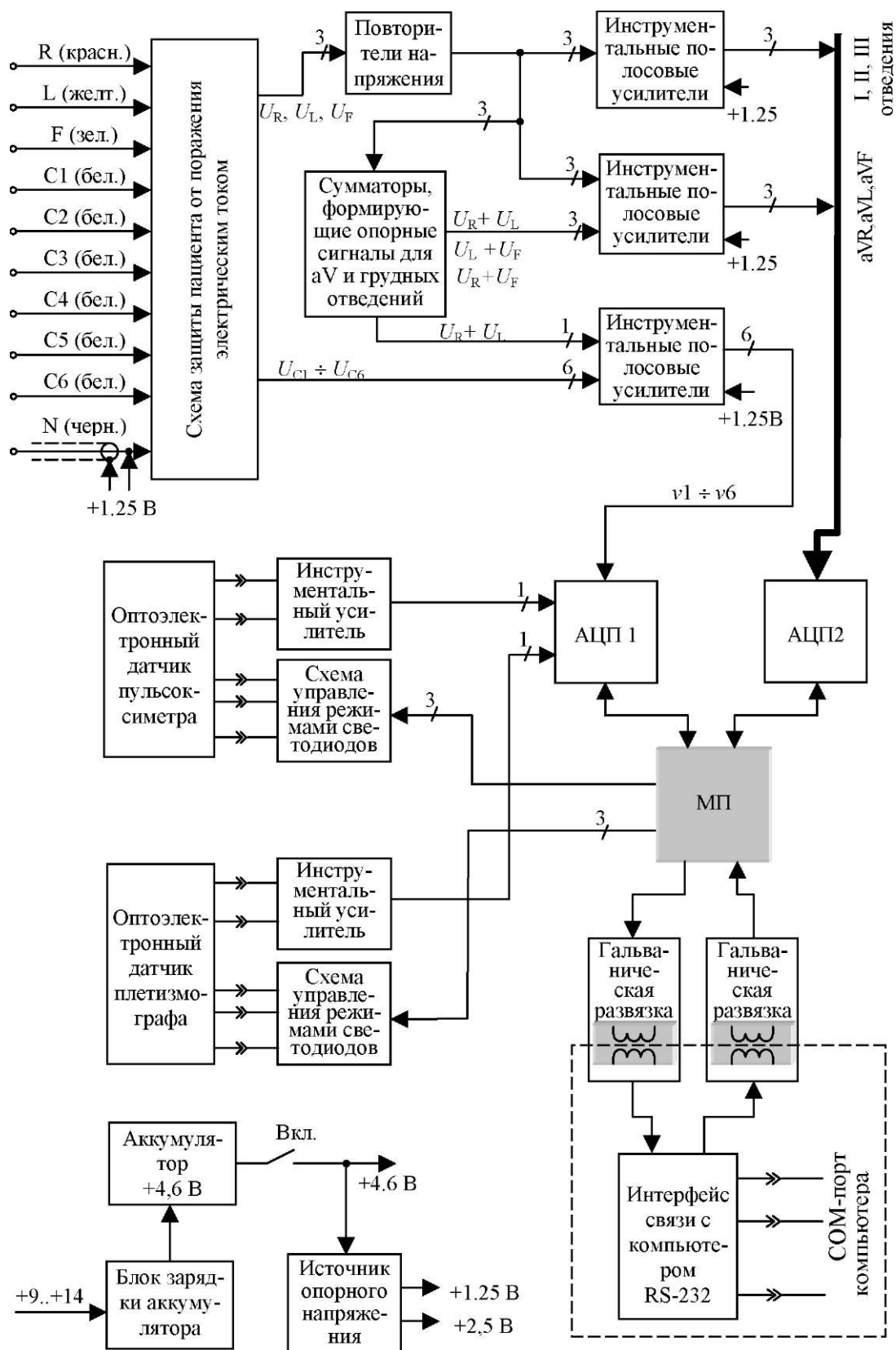


Рис.1. Функциональная схема лабораторного комплекса

Сатурация гемоглобина SaO_2 вычисляется по формуле [1]:

$$S_{aO_2} = \frac{aH(X_1) - aH^b(X_2)}{a[a\Gamma(X_2) - aH(X_2)] + af(X_1) - aH^{o'}(X_1)}$$

где $a_m(X)$ - спектральные коэффициенты поглощения излучения окисленным и восстановленным гемоглобином, $I_{\min}$ - минимальное значение интенсивности проходящего излучения на данной длине волны, A - разность между минимальным и максимальным значениями, от которых зависит $a = \ln[1 + A/(X_1)/I_{\min}(X_1)] / \ln[1 + A/(X_2)/I_{\min}(X_2)]$. Для нахождения периода повторения ударов сердца используется алгоритм, основанный на вычислении структурной функции, что позволяет определять нитевидный пульс при патологических состояниях.

Найденное оптимальное сочетание длин волн светодиодов составляло $X_1 = 660$ и $X_2 = 880$ нм, а величина коэффициентов поглощения с учетом распределения спектральной интенсивности излучения светодиодов - $af(X_1) = 0,81$, $aH^{bO_2}(X_1) = 0,105$, $af(X_2) = 0,205$, $(X_2) = 0,29$.

После аналоговой обработки сигналы с отведений электрокардиографа и фотоприемников пульсоксиметра и плетизмографа поступают на два восьмиразрядных АЦП и затем на управляющий МП, контролирующий потоки данных, передаваемые от электрокардиографа в компьютер и из компьютера в электрокардиограф. Схемы гальванической развязки служат для защиты пациента от возможного поражения электрическим током в случае пробоя изоляции источника питания компьютера. При обмене данными между МП и персональным компьютером используется стандартный интерфейс RS-232.

Несомненными преимуществами предлагаемой разработки являются малогабаритность, автономность при работе с КПК и совместимость практически со всеми моделями ПК, безопасность, обеспечиваемая наличием своего источника питания. Его применение в компьютерных классах лабораторного практикума медицинских ВУЗов позволяет оптимизировать учебный процесс. Хорошими перспективами обладает и его портативный вариант, который может использоваться терапевтами в повседневной работе.

Литература

1. Орлов, А. С. Определение степени насыщения циркулирующей крови кислородом по амплитуде пульсовой волны // Медицинская техника.-1992, № 5, С. 16-17.