

$$P = 2nC \left(\int_0^{x_{зр}} (U_{уск} - I) dx - \int_0^{x_{зр}} \frac{xU_{ин}}{L} dx \right).$$

Число ионов, попавших на коллектор $N = I \cdot s \cdot t$, где I – поток атомов газа; s – рабочая площадь ионизатора; t – время накопления заряда на коллекторе. Отсюда легко можно получить потенциал, возникающий на коллекторе $\varphi = N \cdot q$.

Таким образом, получена зависимость величины выходного сигнала от количества попавших в датчик ионов. Если выводить этот сигнал на индикатор, то космонавт сможет обнаружить место пробоя по максимальному показанию индикатора.

АППАРАТУРА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА – ОПЕРАТОРА

Уланов В.С., Елисеева Т.В., Калакутский Л.И.

Совершенствование процессов управления в человеко-машинных системах с высокой степенью ответственности оператора за принятие решений (скоростные транспортные системы, энергетические установки, системы жизнеобеспечения и т.п.) требует исследования и разработки методов и средств, направленных на повышение эффективности операторской деятельности человека.

Одним из путей решения этой проблемы является разработка технических средств систем на основе требований, учитывающих особенности человеческого организма, которые проявляются в процессе управления техническими объектами.

Комплекс для моделирования деятельности человека-оператора построен на базе персонального компьютера (ПК) и включает аппаратную часть, выполняющую функции регистрации физиологической информации получаемой от оператора в процессе его деятельности. Аппаратура содержит первичный преобразователь сигнала периферического пульса, регистрируемого с поверхности тела оператора при помощи фотоплетизмографического оптоэлектронного датчика, устройство первичной обработки и преобразования сигналов для передачи в персональный компьютер (ПК) для обработки и вычисления диагностического показателя состояния. Управление преобразованием сигнала и передачей кода осуществляется программно ПК.

Основным требованием к построению аппаратной части устройства является регистрация и обработка физиологических параметров, в данном случае, фотоплетизмограммы периферического пульса в реальном масштабе времени. Такой режим работы предъявляет ряд обязательных требований к каналу связи между ПК и аналоговой частью устройства. Основными условиями здесь будут: минимальная потеря информации и обеспечение необходимого быстродействия, и наличие шин питания ПК в канале связи (для исключения дополнительного источника питания).

Существуют различные способы подключения периферийного оборудования к ПК. Компромиссным выбором в данном случае является шинный вариант подключения аппаратных средств к ПК. Он позволяет конструктивно выполнить устройство в виде PC-карты, с вынесением за её пределы фотоплетизмографического датчика. Преобразование аналоговых сигналов в цифровой код подразумевает наличие в составе устройства аналого-цифрового преобразователя (АЦП). Его разрядность выбирается исходя из условия достаточно большого динамического диапазона преобразуемых сигналов. Это обусловлено отсутствием в каскадах усиления фотоплетизмографического сигнала автоматической регулировки усиления (АРУ). Изучение параметров фотоплетизмограммы, снимаемой у различных людей в различных условиях показало, что требованиям точности измерений удовлетворяет 10-ти разрядный АЦП.

Аналоговая часть аппаратуры включает в себя генератор импульсов большой скважности для включения излучающих светодиодов оптоэлектронного датчика в режиме максимального излучения, фотоприёмник датчика, усилитель импульсного фототока, промодулированного по амплитуде физиологическим сигналом периферического пульса, и синхронный детектор на аналоговом мультиплексоре, выделяющий полезный сигнал.

Функциональная схема устройства, приведена на рисунке 1. Фотоплетизмографический датчик содержит излучающий светодиод инфракрасного диапазона и фотоприемник. На светодиод VD2 подаются электрические импульсы с частотой 10 кГц большой скважности с генератора G1. Излучаемый светодиодом свет, проходя через исследуемый объект, принимается фотодиодом VD1. Электрический сигнал с фотодиода, модулированный по амплитуде, в результате изменения прозрачности пальца вследствие пульсаций крови, усиливается (A1) и поступает на синхронный детектор, выполненный на аналоговом мультиплексоре MUX. Последний переключается в соответствии с импульсной последовательностью с того же генератора G, коммутируя входной сигнал на конденсатор C1. В результате, на конденсаторе выделяется полезный сигнал. После буферизации (A2) он подается на 10-разрядный АЦП. Цифровой код с

АЦП передается в программируемый параллельный интерфейс PPI. С помощью этого же устройства вырабатываются сигналы управления генератором G1 и АЦП. Дешифратор порта и формирователь управляющих сигналов DC служит для сопряжения PPI с шиной ISA персонального компьютера.

Датчик конструктивно представляет из себя пластмассовый зажим, на обкладках которого, укреплены излучающий светодиод и фотоприемник. Фотоприемник представляет собой широкодиапазонный фотодиод с повышенной чувствительностью. Датчик присоединяется к плате устройства (PC - карте) экранированным кабелем длиной до 2 м через разъем. Экранировка и ограничение по длине обусловлено требованием к помехозащищенности относительно слабого сигнала фотоприемника.

Усилитель фототока представляет собой инвертирующий ОУ с большим коэффициентом усиления. В цепь обратной связи включен конденсатор небольшой емкости для предотвращения самовозбуждения. Второй ОУ служит для ограничения полосы пропускания, дополнительного усиления и повторной инверсии импульсного сигнала. В результате, на вход аналогового мультиплексора подается усиленный и не инвертированный сигнал. Генератор собран на двух логических элементах. Тактовая последовательность подается на счетчик импульсов. С его выходов снимаются тактовые последовательности импульсов с большой скважностью для управления аналоговым мультиплексором и для включения светодиода.

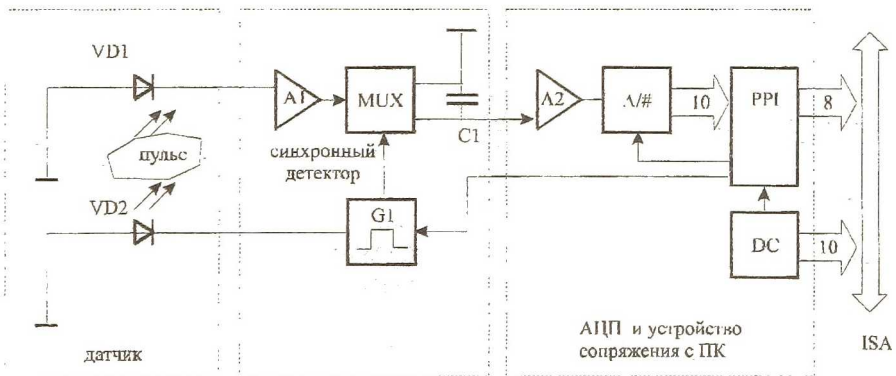


Рисунок 1 - Функциональная схема аппаратной части комплекса

Для исключения ошибок в результате переходных процессов, конденсатор на выходе аналогового мультиплексора непосредственно перед заживани-

ем светодиода в датчике коммутируется на общую шину питания импульсом с первого выхода счетчика, затем импульсом со второго выхода через логический элемент включается светодиод. И, наконец, с приходом импульса с третьего выхода счетчика, светодиод продолжает гореть, а мультиплексор коммутирует импульсный сигнал с предусилителя на конденсатор, заряжая его до уровня амплитуды промодулированного и усиленного сигнала с датчика. Таким образом, происходит синхронное импульсное детектирование. Полученный полезный сигнал, усиливается буферным усилителем на четырех ОУ и подается на АЦП. Сигналы управления АЦП и считывание с него данных производит программируемый параллельный восьмиразрядный порт.

В результате испытания устройства было установлено, что при выборе периода дискретизации АЦП 8 мс — погрешность определения пульсовых интервалов регистрируемой фотоплетизмограммы не превысила 4 мс.

В аппаратно-программном комплексе для исследования деятельности человека-оператора оценка функционального состояния осуществляется методом вариационной пульсометрии (ВПМ) [1–3]. Для вычисления показателей ВПМ в аппаратной части комплекса выделяется сигнал пульсовой волны периферического кровообращения. Для оценки диагностических показателей состояния необходимо реализовать следующие процедуры:

- регистрацию фотоплетизмографического сигнала;
- обнаружение сигнала пульсовой волны на фоне помех;
- определение длительности КИ;
- вычисление диагностических показателей состояния;
- графическое представление результатов анализа сердечного ритма.

Регистрация сигнала осуществляется путем считывания выходного кода 10-ти разрядного АЦП. Для формирования корректной картины диагностических показателей ВПМ частота дискретизации выбирается равной 250 Гц.

Аппаратная реализация ввода сигнала в ПЭВМ осуществляется через порты шины ISA, причем аппаратного прерывания от платы ФПГ не предусмотрено, поэтому реализовано системное прерывание от таймера ПК [4].

Для решения задачи, проведена разработка следующих алгоритмов:

- формирование прерывания от таймера каждые 4мс;
- считывание данных с шины ISA в массив ячеек памяти;
- графическое отображение сигнала;
- корректирование текущего системного времени;
- запись массива данных в файл.

Алгоритм формирования прерывания от таймера предусматривает использование системного прерывания от таймера. В качестве режима работы таймера выбран режим генерации периодических прерываний. Процедура обработки прерывания включает в себя считывание данных с шины ISA и корректирование текущего системного времени. Формирование файла измеренных значений сигнала можно проводить путем записи мгновенного значения в ячейку памяти и формирования массива данных. Запись массива в файл осуществляется при условии переполнения выделенного блока памяти.

Графическое отображение фотоплетизмографического сигнала на экране ПК необходимо для информирования оператора о правильном подключения системы, наличии помех, слабом пульсе. Графическое оформление экрана показано на рисунке 2. Кривая пульса выводится в графическом режиме с параметрами 640x480 пикселей, что обеспечивает отображение 10-14 кардиоинтервалов.

Регистрируемый сигнал представляет собой смесь фотоплетизмографического сигнала и различных помех физической и физиологической природы. В данной системе, фильтрация сетевых помех осуществляется аппаратными методами. Помехи, наблюдаемые во время проведенных измерений, можно разделить на две группы:

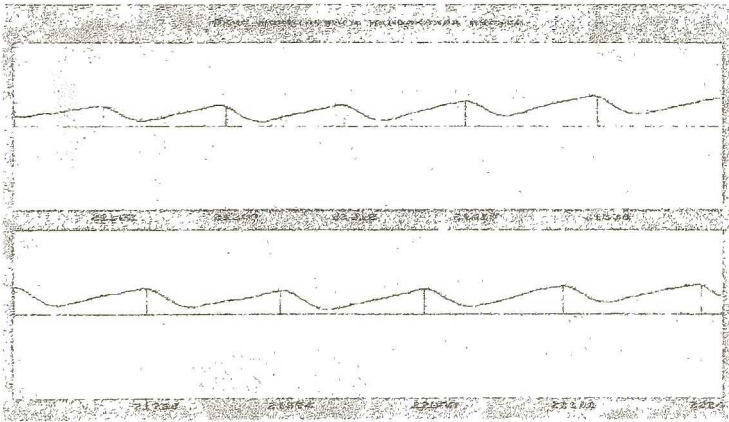


Рисунок 2 - Режим просмотра фотоплетизмографического сигнала пульсовой волны.

- помехи, вызванные нарушениями работы сердечно-сосудистой системы (появление дополнительных зубцов на фронте и (или) срезе пульсо-

вой волны, которые в данной системе не являются информативными параметрами);

- помехи, вызванные движениями руки оператора.

Большой вес оказывают помехи второй группы, т.к. при данных артефактах происходит изменение амплитуды пульсовой волны, являющейся информационным параметром сигнала. Наиболее адекватным методом ослабления помех является корреляционная обработка сигнала.

При использовании корреляционного метода производится вычисление корреляционной функции между фотоплетизмографическим сигналом и опорным сигналом. В качестве опорного сигнала может быть выбран какой-либо «типовой» сигнал (треугольный, «усредненная» пульсовая волна). В данном случае выбран сигнал, полученный путем усреднения различных пульсовых сигналов у группы операторов. Длительность опорного сигнала составляет 240 мс, что соответствует 60-ти отсчетам при частоте дискретизации 250Гц.

Определение длительности пульсовой волны осуществляется путем нахождения временного интервала между двумя характеристическими точками предыдущей и последующей пульсовой волны. За характеристическую точку можно выбрать точку, соответствующую окончанию фронта или началу среза сигнала или точку, соответствующую максимальному значению амплитуды на отрезке времени, определенного «усредненным» пульсовым интервалом. В данной системе за характеристическую точку была выбрана точка максимума пульсовой волны. Определение максимума можно осуществить методом сравнения с порогом сигнала, обработанного ранее по алгоритму обнаружения сигнала на фоне помех.

При построении алгоритма был использован метод сравнения отсчетов скользящей выборки с учетом значений переменной, определяющей характер наклона графика фотоплетизмографического сигнала.

В массиве текущей выборки выбирается элемент с максимальным значением и его номер присваивается переменной max . Рассчитывается интервал (в отсчетах) между текущим ($otschet[1]$) и предыдущим ($otschet[0]$) максимумами:

$$PI\ ot = otschet[1] - otschet[0] - k,$$

где k - разница между последним отсчетом выборки и отсчетом, соответствующим максимуму пульсовой волны в данной выборке $k = n - max$.

Длительность пульсового интервала равна $PI\ t = PI\ ot / f_{диск}$, где $f_{диск}$ - частота дискретизации.

Алгоритм определения максимума пульсовой волны приведен на рис. 3.

Алгоритм построения гистограмм основан на методике, предусматривающей изображение каждого нового графика в постоянных координатах. На рисунке 4 приведен пример гистограммы для одной выборки.

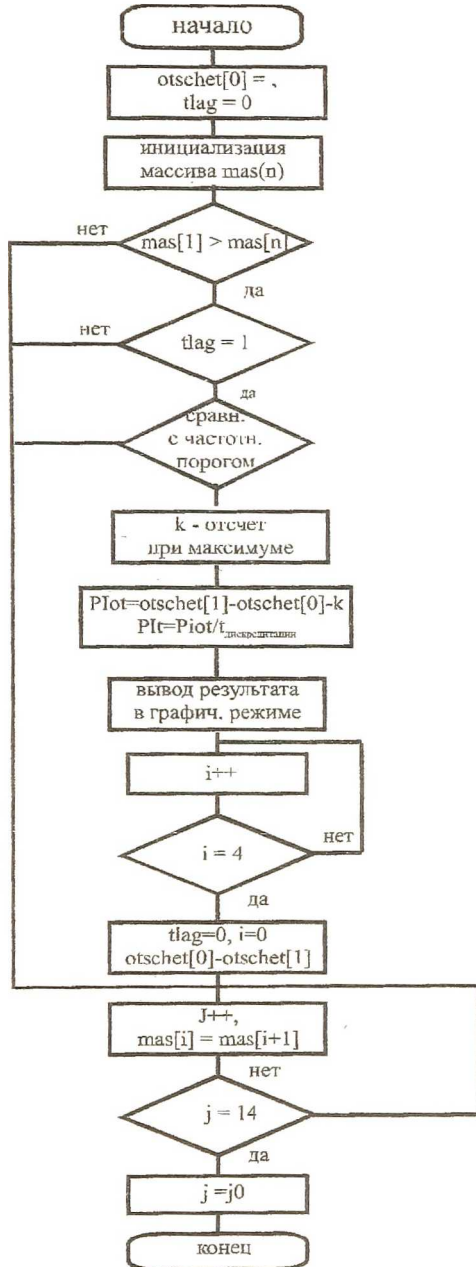


Рисунок 3- Алгоритм определения максимумов пульсовой волны.

Разработанная аппаратура для исследования эффективности деятельности оператора позволяет реализовать объективные методы оценки показателей функционального состояния оператора, отражающие “стоимость” достижения результата и физиологические затраты организма. В результате исследования сенсорных и эффекторных систем, их взаимодействия с техническими элементами, изучения психологических особенностей деятельности оператора, его способности к обучению определяется психофизиологический портрет оператора для выполнения заданной целевой функции.

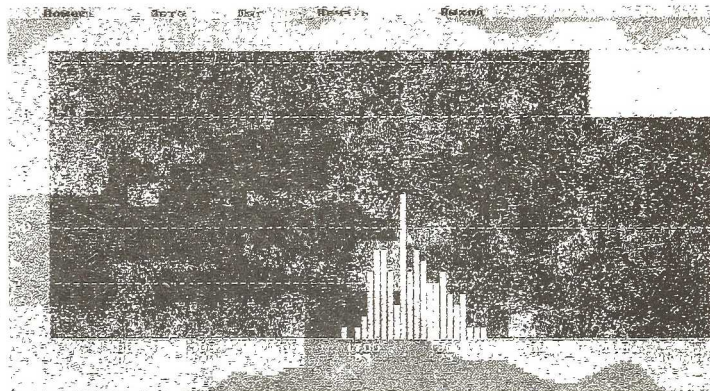


Рисунок 4 - Режим просмотра гистограмм.

Количественная оценка эффективности позволяет проводить отбор операторов в соответствии с их индивидуальными характеристиками, изучать эффективность информационного и эффекторного согласования элементов системы.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Баевский Р.М., Кирилов О.И., Клецкин С.В., Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. М.: Наука. 1984. 219 С.
2. Калакутский Л.И., Конохов В.Н., Молчков Е.В. Аппаратно-программные средства анализа ритма сердца // Проблемы информатики. Всесоюз. НТК. - Москва, 1991. С. 112, 113.
3. Калакутский Л.И., Манелис Э.С. Аппаратура и методы клинического мониторинга. Самара, СГАУ. 1999. - 160с.
4. Разработка устройств сопряжения для персонального компьютера. Типа IBM PC/Под общ. ред. Ю. В. Новикова. Практи. пособие - М.: Нолидж, 1999 - 384 с.