

Время полного срабатывания и наилучшая синхронизация каналов между собой определяется типом используемого ВВ. Так при использовании азида свинца обеспечивает синхронизацию лучше  $\pm 50$  нс.

Таблица 1 - Энергия и задержка инициирования для различных ВВ [1,3]

<b>Взрывчатое вещество</b>	<b>Энергия инициирования, мкДж</b>	<b>Задержка инициирования, мкс</b>
Азид свинца	6	0,3
Тетранитрат пентаэритрит	500	4
Пиротехническая смесь перхлорат аммония	200	20

Полное время срабатывания детонатора не превышает 40 мкс. Таким образом, разработанная система может использоваться для прецизионных исполнительных устройств. При этом пиропатрон не нуждается в электропроводящих элементах, что обеспечивает его безопасность при монтаже, простоту в изготовлении, а также уменьшает вероятность несанкционированных срабатываний. На данный момент подобный стенд является уникальным и не уступает зарубежным аналогам [5].

Список литературы:

1. Е. И. Александров, В. П. Ципилев, Размерный эффект при инициировании прессованного азид свинца лазерным моноимпульсным излучением // Физика горения и взрыва. — 1981. — Т. 17, № 5, — с. 77–81
2. Р. С. Буркина, Е. Ю. Морозова, В. П. Ципилев, Инициирование реакционно-способного вещества потоком излучения при его поглощении оптическими неоднородностями вещества // Физика горения и взрыва. — 2011. — Т. 317, № 5, — с. 95–105
3. В.В. Медведев, В.П. Ципилев, Влияние интенсивности лазерного излучения на пороги зажигания пористого двухосновного топлива // Химическая физика. Т. 23, №3., С. 73
4. В. М. Лисицын, В. П. Ципилев Идеология построения лазерных оптоволоконных систем инициирования // Боеприпасы, 2007, №1
5. Internationale Wehrrerue, 1986, №4, лазерная оптоволоконная система «Firelight» ESA-NASA Working meeting on optoelectronics, 2005, 6 october
6. К.С. Колесников, В.В. Кокушкин, С.В. Борзых, Н.В. Панкова, Расчет и проектирование систем разделения ступеней ракет / М.: изд. МГТУ им. Баумана. – 2006.

### **Электрокардиограф как космическое и наземное оборудование**

Старчак А.С., Лежнина И.А., Уваров А.А.

Научный руководитель: Гольдштейн А.Е., д.т.н, профессор

Томский политехнический университет, 634050, Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30

E-mail: Ambebap@gmail.com

Мониторинг жизненно важных физиологических показателей является одним из самых эффективных способов для непрерывного и дистанционного слежения за состоянием здоровья пациентов. Электрокардиографы часто используются во многих медицинских центрах для диагностики и мониторинга состояния здоровья человека путем измерения их сердечной деятельности. ЭКГ – неинвазивный метод, который может использоваться для оценки электрической активности сердца, измерения скорости и регулярности сердечных сокращений, выявления повреждений в сердце и исследования влияния препаратов, используемых для регулирования работы сердца. Эта процедура очень полезна для

наблюдения за людьми с нарушениями в сердечной деятельности или подверженных этим нарушениям [1].

Одним из неизменных рисков, связанных с космическими полетами являются угрозы, возникающие в очень суровых условиях для физического и психического здоровья космонавтов. Изменения окружающей среды (например, пониженная гравитация, высокая температура, космическая пыль, солнечные лучи и т.д.), в течение длительного времени негативно влияют на сердце, мышечные и нервные функции космонавтов [2]. К счастью, мониторинг физиологических параметров, таких как электрокардиография, электромиография, и т.д., может обеспечить получение важнейшей информации для быстрой диагностики заболеваний у космонавтов, предотвращение ухудшения состояния здоровья.

Чтобы обеспечить мониторинг ряда физиологических параметров, используя только одно устройство, были созданы различные биомониторы, которые несколько лет назад были введены и до сих пор используются в больницах и космических исследовательских центрах.

Хотя эти устройства используются для обнаружения, обработки и записи нескольких физиологических сигналов одновременно, в традиционной системе телеметрии они практически не используются, так как ограничивают свободу передвижения субъектов при измерении биопотенциалов. Прежде всего, большинство из этих систем питаются от электрической розетки и достаточно тяжелы [3], в результате чего пациенты в основном находятся в кроватях в больнице. Кроме того, помимо ограничения свободы передвижения субъектов, провода, которые используются для подключения электродов, часто являются источником шума в системе сбора данных.

И, хотя стационарные условия могут быть приемлемыми в случае лежачего пациента, они не могут быть использованы для астронавтов, которые обязаны постоянно двигаться во время космических полетов. В качестве альтернативы, доступны устройства для биомониторинга, которые могут быть использованы в жестких нестационарных условиях, таких как спортивные и научные исследования, но их применение очень ограничено, и оказывается дорогостоящим. Эти устройства обычно неудобны из-за их большого веса, структуры и сети свинцовых кабелей, идущих от субъекта контроля.

Цель нашего проекта заключается в разработке и изготовлении беспроводного, портативного электрокардиографа, чтобы помочь устранить ограничения, вызванные подводными проводами в обычных системах, используемых в больницах или исследовательских центрах, позволяющего записывать и передавать сигнал от датчика к прибору посредством беспроводной связи. В больницах, устройство может использоваться в связке с любой системой, используемой для мониторинга физиологических параметров, в частности, с прикроватными ЭКГ-мониторами и компьютерами, что позволяет отслеживать состояние в любое время. Это устройство также может быть использовано в космических исследовательских центрах в качестве телеметрических систем мониторинга ЭКГ. Это позволяет производить мониторинг жизненно важных функций космонавтов.

Вместе с возможностью беспроводной связи, эта система должна отвечать нескольким требованиям к конструкции, включая технические стандарты для переносных биоизмерительных приборов для обеспечения безопасности и функциональности. Таким образом, это устройство будет работать от батареи и изолировано на землю. Восприимчивость устройства к электромагнитным помехам будет сведено к минимуму, чтобы получать более точные сигналы. Также в устройстве будут реализованы аудио и визуальные сигналы тревоги для того, чтобы предупредить пользователя, когда измеряемый показатель достигает критического уровня. Кроме того, пластиковый корпус сделает это устройство достаточно прочным и легким, чтобы носить во время физической деятельности, такой, как осуществление научно-исследовательских задач.

В настоящее время в основном используются два различных типа ЭКГ систем. Первый - стандартное ЭКГ, которое обычно включает в себя двенадцать или пятнадцать отведений, которые подключаются к грудной клетке пациента, рукам и правой ноге с помощью электродов. Устройство записывает сигнал ЭКГ почти тридцать секунд [4]. Возможные

недомогания могут быть обнаружены при чтении полученного сигнала ЭКГ. Тем не менее, из-за короткого времени измерения, спорадические нарушения, которые в основном происходят в отделении интенсивной терапии, не могут быть обнаружены.

В целях решения проблемы, упомянутой выше, многими больницами используется непрерывное измерение ЭКГ, для наблюдения за пациентами в отделении интенсивной терапии. Это устройство имеет три электрода, которые получают сигнал ЭКГ в течение длительного периода, а затем сигнал выводится на экран или печатается на бумаге. Система беспроводного мониторинга ЭКГ, предложенная здесь попадает во вторую категорию устройств и будет использоваться для мониторинга сердечной деятельности субъектов.

Многие электрокардиографы, как стандартные, так и непрерывные, продаются как "портативные", но не обязательно являются миниатюрными и легкими. Кроме того, большинство таких приборов питаются от электрической розетки и достаточно тяжелы, так что должны устанавливаться на специальную тумбу с колесиками, чтобы их можно было перемещать из одного места в другое.

Целью данного проекта является разработка рабочего прототипа электрокардиографа, который может использоваться космонавтами или пациентами больниц и посылать данные измерений через беспроводное соединение посредством GPRS на сервер для расчета, передачи врачу и хранения. Это устройство позволит сэкономить время и уменьшить нагрузку медсестер, которые постоянно следят за пациентами и помогают им более эффективно проводить измерения. В то же время, целью данного проекта является минимизация стоимости, благодаря чему больницы смогут позволить себе один для каждого пациента, особенно те, которые находятся в отделении интенсивной терапии.

Таким образом, в рамках проекта была выполнена разработка карманного электрокардиографа (рисунок 1) для индивидуальной диагностики.



Рисунок 1 - Портативный электрокардиограф

Прибор соответствует следующим требованиям:

- удобство;
- надежность;
- информативность;
- оперативность;
- наглядность.

Для обеспечения вышеприведенных требований в приборе реализована упрощенная процедура регистрации ЭКГ первого стандартного отведения с пальцев и последующей обработкой сигнала в приборе и на ПК.

Прибор обеспечивает:

- регистрацию ЭКГ с пальцев рук;
- отображение ЭКГ в реальном времени на экране;

- сохранение информации на SD карте;
- считывание результатов и автоматическая обработка с SD карты на ПК;
- определение значений диагностических показателей;
- накопление данных для последующих консультаций с врачом.

Измерительная схема полностью соответствует всем требованиям, предъявляемым к электрокардиографам:

- Частота дискретизации 500 Гц;
- Разрешение АЦП 24 бита;
- Ток утечки через пациента 200 пА;
- Входное сопротивление 500 Мом;
- Коэффициент подавления синфазных помех 105дБ;
- Энергопотребление 1 мВт.

Целостность сигнала, передаваемого посредством беспроводной связи или с помощью входных кабелей на приемник, является очень важным аспектом этой системы. Важно, чтобы врач или астронавт, используя мониторинг ЭКГ был в состоянии объективно оценить полученный сигнал. Кроме того, искаженный сигнал также может вызвать ошибочное медицинское диагностическое заключение или неточность измеренных значений (например, частоты сердечных сокращений).

Для того, чтобы оптимизировать производительность системы сбора сигналов, требуемое отношение сигнал-шум будет установлено на 60 дБ. Это позволит нашей системе получать полезные сигналы и отсекавать нежелательные.

Мы стремимся сделать систему как можно меньше, вес около 100 граммов и размеры 5x10x2 см. На данный момент размеры несколько отличаются от планируемых (Вес 200 грамм и размеры 7,5x12x2,75см).

Список литературы:

1. Delsys Inc. (2004). Myomonitor III User Manual. EKG Monitoring System. <http://instruct1.cit.cornell.edu/courses/ee476/FinalProjects/s2001/jl175/EE476.htm>
2. Carsten W., Kevin M., Usen U., Valerie B., Guillaume T., Arnaud T., Robert R., Robert B., Yvonne C., Nathalie C., Stephen R., Judith S., John H., Gregory K. (2005) A Multiparameter Wearable Physiologic Monitoring System for Space and Terrestrial Applications. Institute of Electrical and Electronic Engineers.
3. Montgomery K., Mundt C., Thonier G., Tellier A., Udoh U., Barker V., Ricks R., Giovangrandi L., Davies P., Cagle Y., Swain J., Hines J., Kovacs G. Lifeguard- A Personal Physiological Monitor For Extreme Environments. Institute of Electrical and Electronic Engineers
4. Ambulatory Data Acquisition System (ADAS) <https://hrf.jsc.nasa.gov/hardware/adas.asp>

### **Установка для снятия характеристик электрического счетчика**

Татарников Е.В., Потехин М.Е.

Научный руководитель: Гурин Л.Б., к.т.н., доцент кафедры ТПС

Томский политехнический университет, 634050, Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30

E-mail: E.V.Tatarnikov@mail.ru

Энергетические компании несут огромные финансовые потери из-за того, что недобросовестные потребители не платят за используемую энергию. При этом часть финансовой нагрузки также несут и добросовестные пользователи, для которых энергокомпании вынуждены повышать тарифные ставки.

Это возможно из-за того, что современные счетчики электроэнергии уязвимы для мошенников.