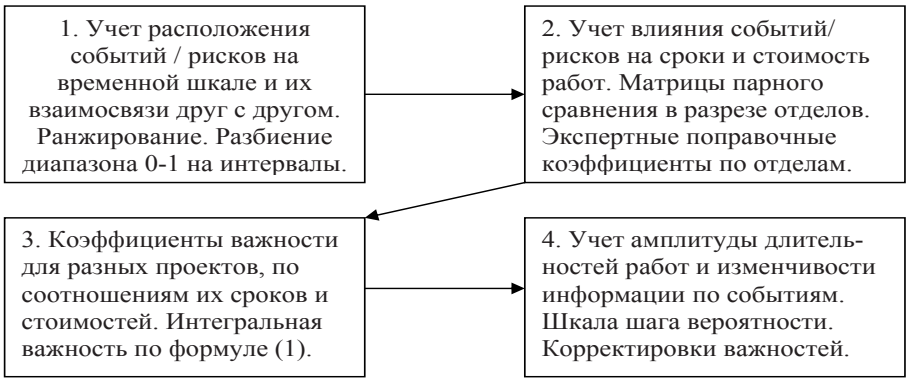

Рис.2. Алгоритм определения важности рисков / событий по портфелю проектов

Литература

1. Мазур И. И., Шапиро В. Д. Управление проектами. –М.: ВШ, 2001. –850с.
2. Управление инвестициями. Т.2 / под ред. В.В. Шеремета –М.: Высшая Школа, 1998. –416с.
3. Управление проектами. / под ред. В. Шапиро. –С-Пб.: Два-три, 1996. –610с.
4. Грачева М. В. Анализ проектных рисков. –М.: Финстатинформ, 1999. –216с.
5. Голубков Е.П. Маркетинговые исследования в России. –М., 2004.
6. Путеводитель в мир управления проектами. Комитет по стандартам PMI. /Пер. с англ. –К., 2005. –190с.

УДК 577.391.63

УСТРОЙСТВО ДЛЯ БЕСКОНТАКТНОГО КОНТРОЛЯ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ

Н.Е. Алферов
Старший преподаватель*
E-mail: alferov@kture.kharkov.ua, reu@kture.kharkov.ua

А.Ю. Звягинцев
Ассистент*
*Кафедра радиоэлектронных устройств
Харьковский национальный университет радиоэлектроники
пр. Ленина, 14, г.Харьков, Украина, 61166
Контактный тел.: 702-14-44

Стаття присвячена створенню приладу, який здатен дистанційно, з відстані сотень міліметрів, проводити вимір основних медико-біологічних показників, таких як частота скорочення серця, подих і температура

Ключові слова: лідар, оптична система, фотоприймач, мікроконтролер

Статья посвящена созданию прибора, способного дистанционно, с расстояния сотен миллиметров, проводить измерения основных медико-биологических показателей, таких как частота сокращения сердца, дыхание и температура

Ключевые слова: лидар, оптическая система, фотоприемник, микроконтроллер

Describes how to create a device capable of remotely, from a distance of hundred millimeters, measurements of medico-biological parameters, such as heart rate, breathing, and temperature

Keywords: lidar, optical system, fotoressiver, microcontroller

Введение

Развитие лазерных технологий в Украине является одним из факторов интенсификации научно-технического прогресса, важным условием внедрения в отечественную практику интеллектуальных разработок.

В Харьковском национальном университете радиоэлектроники успешно функционирует лидарная система регистрации аэрозольных примесей в атмосфере. В последние годы, основываясь, на приобретенном опыте лидарных исследований, в лаборатории "Проминь" ведутся работы по внедрению этого опыта в практику медико-биологческого дистанционного контроля таких параметров как частота сокращения сердечной мышцы, частота дыхания и температура. Разработка таких устройств может позволить в будущем отказаться от контактных методов диагностики.

До последнего времени диапазон и перспективы лазерных методик диагностики человека не находили широкого применения в силу высокой стоимости. Появление относительно дешёвых полупроводниковых лазеров позволяет более полно реализовать разработку лазерных средств диагностики.

Постановка задачи

Уникальные качества лазерного излучения обусловили их широкое применение в медицинской практике. Их применение внесло существенный вклад в медицинские и биологические исследования. В свою очередь, это дало толчок к использованию лазерных технологий для лечения многих заболеваний. В настоящее время в мире большое внимание уделяется развитию оптико-электронных методов диагностики основных медико-биологических показателей. Наиболее хорошо известны измерители кардиоритма, использующие датчики, в основе которых лежат инфракрасный передатчик и приемник. Как правило, большинство таких приборов, используют контактный метод крепления датчиков к кожному покрову человека. Использование полупроводниковых лазеров, позволяет создать компактную, легкую и более "чистую" с точки зрения гигиены, методику бесконтактной регистрации основных наиболее часто диагностируемых параметров таких как, частота сокращения сердца, частота дыхания, температура тела.

Используя накопленный опыт была выполнена работа связанная с разработкой прототипа прибора способного путем оценки параметров отраженного и поглощенного телом человека низкоинтенсивного лазерного излучения оценить эти параметры.

Структурная схема

На рис. 1 показана структурная схема устройства используемого для регистрации этих параметров. В качестве передатчика в устройстве использовался лазер с длиной волны 650 мкм, в качестве оптической системы использовалась оптическая система "Триплет".

Фотоприемник и усилитель, используемые для регистрации отраженного сигнала, являются собственной разработкой кафедры и защищены авторскими свидетельствами. В качестве регистрирующего устройства использовался микроконтроллер.

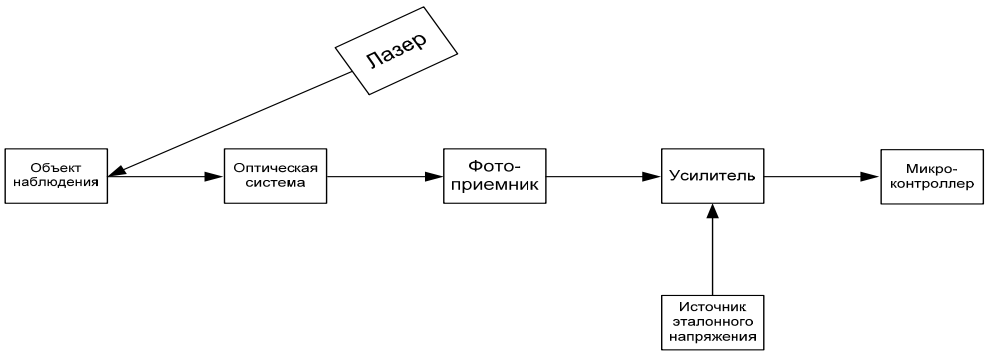

Рис. 1. Структурная схема разрабатываемого устройства

При проведении эксперимента особое внимание уделялось оптической системе и фотоприемнику. На рис. 2 приведена схема оптической части

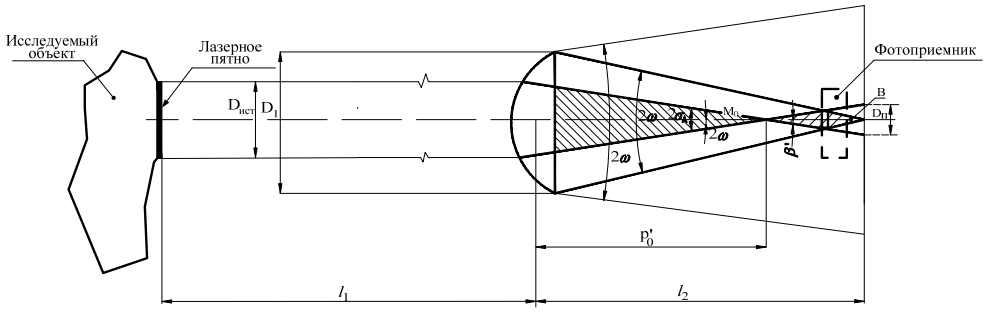

Рис. 2. Оптическая схема фотоприемника

Из рисунка видно что приемник не находится в фокусе, а несколько вынесен за пределы фокуса. При этом чувствительность фотоприемника несколько снижается. Расстояние, на которое был вынесен фотоприемник определялось как:

$$A = \frac{1}{l_2 - p_0'^2}.$$

Потому, что необходимо было, с целью повышения помехозащищенности, обеспечить полную засветку фотоприемника отраженным лазерным излучением. Традиционно эта проблема решается с помощью формирования многоточечного лазерного рисунка на исследуемом объекте [6, 7, 8]. Для проведения эксперимента, имея только один источник излучения, было принято решение расположить его за приделами фокуса на рас-

стоянии А. Тем самым мы сознательно пошли на снижение чувствительности приемника. На рис. 3 показана зависимость ослабления падающего на фотоприемник отраженного от объекта оптического сигнала.

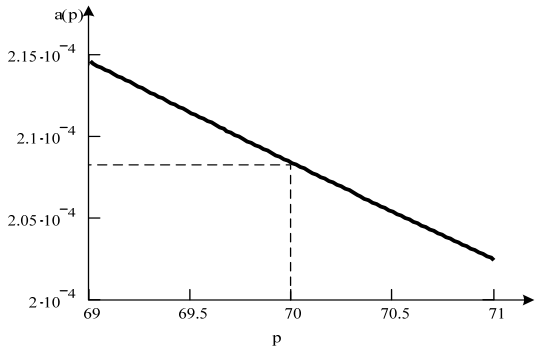

Рис. 3. Зависимость величины затухания оптического сигнала вне фокусного расстояния где $p_0^{/}$ - фокусное расстояние; А(р) — степень затухания

Результаты эксперимента

На рис. 4 приведен нормированный коэффициент отражения от объекта, на который падает лазерный луч. Наличие зоны, в которой приём сигнала отсутствует, объясняется несовершенством механической части оптической системы, а также большими потерями в самом объективе. Кроме того, имело место, значительное рассеивание лазерного излучения за счет того, что приемная часть находилась под углом отличным от угла отражения падающего лазерного излучения.

Измерения выполнялись для двух случаев без фильтра и с фильтром. Первый – без применения оптического фильтра, т.е. на фоне помех вызванных дополнительной засветкой объектива фоном дневного света. Из рис. 2 видно, что при такой реализации зона уверенного приема (при условии, что фотоприемник находиться в фокусе) составляет приблизительно 40 мм. Тогда, как во втором случае - с фильтром, эта зона значительно расширена даже с учетом несовпадения оптических осей передатчика и приемника.

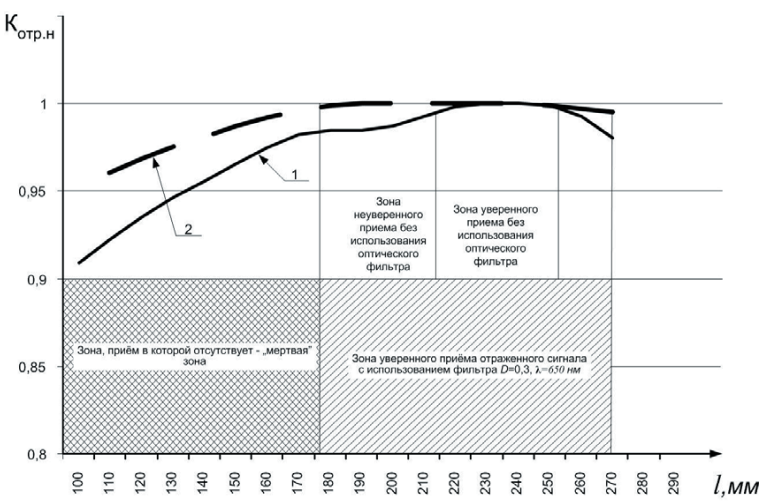

Рис. 4. Зависимость отраженного лазерного излучения от расстояния до объекта 1) без оптического фильтра, 2) с оптическим фильтром

После регистрации сигнала фотоприемником и усиления осуществлялась его оцифровка. В настоящее время в цифровых приборах первичной обработки электрокардиосигнала широко применяются АЦП, работающие по принципу сигма-дельта-преобразования, производящие оцифровку аналогового сигнала и значительно увеличивающее отношение сигнал/шум [5, 9]. Для портативных же устройств диагностики очень экономичным является решение, когда для оцифровки ЭКС используется АЦП, размещенный на кристалле центрального процессора. Эти АЦП имеют, как правило, худшие параметры, чем у однокристальных преобразователей, однако, используя качественные усилители и цифровую обработку сигналов, можно добиться вполне приемлемых результатов. Применение для оцифровки ЭКС аналого-цифрового преобразователя, встроенного в процессор, позволяет сократить число элементов в схеме, уменьшить габариты печатной платы, повысить надежность, увеличить скорость обмена данными с АЦП (за счет использования внутренних шин процессора), уменьшить потребляемую прибором мощность, сделать его более дешевым и доступным. Помимо функций аналого-цифрового преобразования, процессор должен выполнять также и задачи управления всеми схемами прибора и цифровой обработки ЭКС (фильтрация, компрессия, измерение R-R-интервалов, уровня ST-сегмента и др.), а также сохранения электрокардиосигнала в энергонезависимой памяти или передачи его по радиоканалу в центр сбора кардиологической информации. Все это требует достаточно высокопроизводительных микропроцессоров, а с учетом батарейного питания, и микропотребляющих. Микроконтроллер MSP430 [10] фирмы Texas Instruments имеет 12-разрядный 8-канальный АЦП с внутренним источником опорного напряжения и устройством выборки-хранения. Время выполнения арифметических операций составляет 125 нс при потреблении 7 мВт. Это позволяет использовать MSP430 в качестве управляющего (и оцифровывающего) процессора в кардиомониторах с батарейным питанием и средними по сложности задачами обработки электрокардиосигнала. Максимальная частота дискретизации встроенного 8-канального АЦП достигает 470 кГц, что позволяет оцифровывать несколько отведений ЭКС практически одновременно (с интервалом 2,125 мкс).

Для повышения качества записи сигнала и подавления шумов, которые связаны в основном с мышечным тремором и электрическими помехами, осуществлялась его цифровая фильтрация. В данном случае был использован метод арифметической фильтрации – усреднение соседних отсчетов с применением модификации алгоритма усреднения, заключающейся в использовании дифференцированного подхода к различным участкам электрокардиосигнала. На отфильтрованном таким образом графике возможно идентифицировать не только QRS-комплексы и Т-зубцы электрокардиограммы, но даже и Р-зубцы, имеющие относительно малую амплитуду:

$$EKS_j^{'} = \frac{\sum_{k=j-\frac{m}{2}}^{j+\frac{m}{2}} EKS_k}{m},$$

где EKS_k — отсчеты исходного электрокардиосигнала; EKS'_j – отсчеты отфильтрованного электрокардиосигнала; m — число усредняемых отсчетов, выбираемое из ряда 3, 5, 7.

В результате фильтрации шумы снижались в пять раз.

Возможно применение и более ресурсоемкого частотного метода фильтрации – дискретное преобразование Фурье (ДПФ), которое декомпозирует сигнал на синусоидальные компоненты или дискретное косинусное преобразование (ДКП) [11], осуществляемое путем вычисления свертки сигнала конечной длины с косинусной функцией. В результате получается ряд коэффициентов, который и подвергается дальнейшей обработке, но, в отличие от ДПФ, эти коэффициенты являются не комплексными, а вещественными, что значительно упрощает реализацию данного алгоритма машинным способом. Прямое и обратное ДКП задаются выражениями:

$$X_k = \sqrt{\frac{2}{N}} C_k \sum_{j=0}^{N-1} EKS_j \cos\left[\frac{(2j+1)k\pi}{2N}\right],$$

$$EKS_j = \sqrt{\frac{2}{N}} \cdot \sum_{j=0}^{N-1} C_k X_k \cos\left[\frac{(2j+1)k\pi}{2N}\right],$$

$$\text{где } C_k = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{2}}, k = 0 \\ 1, k \neq 0 \end{cases}$$

N – число отсчетов на выбранном для преобразования участке ЭКС; K – число получаемых коэффициентов, $K \leq N$; EKSj — амплитуда j-го отсчета электрокардиосигнала, j= 0...N-1; X_k – k-й коэффициент, k= 0...K-1.

На рис. 5 показан полученный кардиосигнал записанный с грудной клетки.

Рис. 5. Записанный кардиосигнал с расстояния 210 мм

Необходимо отметить, что приведенный на рис. 3 кардиосигнал получен не в режиме реального времени, а путем постобработки отраженного лазерного излучения, направленного в область грудной клетки. На первом этапе работы не ставилась задача разработки всего прибора с полным набором всех необходимых функций. Важно было убедиться в том, что основные принципы, заложенные в методике лазерных исследований, могут быть использованы и для решения более "простых" задач.

Выводы

По результатам выполненной работы можно сделать следующие выводы:

1. Использование низкоинтенсивного лазерного излучения позволяет осуществить бесконтактную регистрацию медико-биологических показателей с достаточно большого расстояния.

2. Реализация такого принципа проведения диагностики может свести к минимуму распространение внутрибольничных инфекций, что уже само по себе является немаловажным.

3. Данный метод получает наибольшую эффективность в случае экстренных ситуаций.

4. Использование лазерных систем бесконтактного контроля за медико-биологическими параметрами может проводиться как в статическом состоянии, когда объект наблюдения находится в состоянии покоя, так и в динамике, когда объект наблюдения движется, например, выполняет физические упражнения.

Литература

1. Алферов, Н. Е. Использование тепловидения для некоторых современных задач диагностики / В. И. Чумаков, В.А. Стонога , Н. Е. Алферов и др. // РАДИОТЕХНИКА, Всеукраинский межведомственный научно-технический сборник. – 2004. – Вып. 136, – С. 154 – 157.
2. Капичин, И. И. Оптико-электронные измерительные системы. / И. И. Капичин. – К. : Техніка, 1986. – 144 с.
3. Харченко, О. І. Методи частотного та часового аналізу в системах обробки випадкових сигналів типу електроенцефалограм: / О. І. Харченко Автореферат дис. канд. тех. наук // ХНУРЕ, – Харків., 2007. – 17 с.
4. Чуриловский, В. Н. Теория оптических приборов. / В. Н. Чуриловский. – М. : Машиностроение, 1966. – 154 с.
5. Универсальный монитор электрокардиосигнала с низким энергопотреблением / Костин А. А., Поляков А. З. // Элементы и устройства микроэлектронной аппаратуры. Межвузовский сб. науч. тр. Воронеж : – ВПУ, 2001. – 134 – 141 с.
6. Сидорюк, О. Е. Пирометрия в условиях интенсивного фонового излучения. / О. Е. Сидорюк, // Приборы и техника эксперимента – 1995. – № 4, – С. 201.
7. Marie-Pierre Perrin Pyromttres optiques industriels f a poste fixe / Marie-Pierre Perrin // Mesures physiques. – № 802, Ftvrier 2008. – P. 58 – 64.
8. Soudre, L. Mesure du champ de deplacement transverse par voie optique appliquee au thermoformage du verre. / L. Soudre, F. Asllanaj, Y Meshaka & G. Jeandel // 18eme Congres Francais de Mecanique. – Grenoble. – Aout 2007. – P. 27–31.
9. Куриков, С. Ф. Применение технологии многоразрядного сигма-дельта-преобразования в цифровых многоканальных электрокардиографах. / С. Ф. Куриков, Д. А. Прилуцкий, С. В. Селищев. // Медицинская техника. – 1997. – №4. – С. 7–10.
10. Lee, H. ECG Data Compression Using Cut and Align Beats Approach and 2-D Transforms / H. Lee, K. Buckley // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1999. – Vol. 46. – № 5. – P. 556-564.