

УДК 681.785; 615.47

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФ

Алексеев В.А., Ардашев С.А., Юран С.И.

Ижевский государственный технический университет им. М.Т. Калашников,
г. Ижевск, Российская Федерация

*Разработан автоматизированный фотоплетизмограф для регистрации пульсовых кривых. Приведены технические характеристики прибора и результаты экспериментальной апробации. Разработанный фотоплетизмограф целесообразно использовать для исследовательских целей по совершенствованию конструкций оптоэлектронных датчиков для конкретных биообъектов и участков биотканей, что позволит повысить уровень диагностики состояния сердечно-сосудистой системы человека и животных.
(E-mail: alekseevv@istu.ru)*

Ключевые слова: фотоплетизмография, оптоэлектронный датчик.

Введение

Выбор диагностической аппаратуры в качестве базовой при контроле состояния сердечно-сосудистой системы определяется как информативностью метода, так и удобством регистрации информации с биологического объекта. Одним из методов, позволяющих объективно оценить состояние сосудистой системы, является метод фотоплетизмографии [1], основанный на регистрации пульсовых кривых, параметры которых связаны с гемодинамическими показателями организма.

Известны устройства и системы для регистрации и анализа пульсовых кривых, в основе которых лежит метод фотоплетизмографии [2, 3]. Сложность измерения и обработки физиологической информации с использованием метода фотоплетизмографии обусловлена индивидуальностью многих показателей биологического объекта и влиянием на регистрируемый сигнал артефактов различной природы (движение биологического объекта, оптические помехи, состояние поверхности биоткани и др.). Это приводит разработчиков аппаратуры к необходимости решения таких задач, как создание оптоэлектронных датчиков, обеспечивающих исключение или ослабление артефактов уже на стадии получения первичной информации, т.е. до ее обработки, варьирование полосы пропускания и коэффициента усиления измерительного тракта прибора и др. Следует сказать, что регистрация и исследование пульсовых кривых

в широком частотном диапазоне (с верхней частотой среза выше 15 Гц) [4, 5] позволяет в ряде случаев выявить более тонкую структуру пульсовой кривой, а при исследовании мелких животных требуется коррекция нижней частоты полосы пропускания усилителя с целью подавления дыхательных (низкочастотных) волн, которые наложены на полезный пульсовой сигнал.

Таким образом, правильный выбор конструкции оптоэлектронного датчика фотоплетизмографа является важной задачей, но для этого необходим исследовательский фотоплетизмограф, позволяющий работать с датчиками различного типа.

Схема построения автоматизированного фотоплетизмографа

Для решения задач испытания и выбора конструкций оптоэлектронных датчиков разработан фотоплетизмограф, работающий совместно с компьютером. При его создании учтены такие требования к узлам разрабатываемой аппаратуры как возможность подключения датчиков различных конструкций для оценки влияния артефактов различной природы, программируемый коэффициент усиления фотосигнала, наличие автоматической регулировки усиления (АРУ), регулировка мощности излучения источников излучения. Это объясняется тем, что кровоснабжение различных участков биологического объекта и условия получения

информации с него (температура, состояние кожных покровов и др.) существенно отличаются в процессе исследования.

Структурная схема автоматизированного фотоплетизмографа приведена на рисунке 1. Рассмотрим работу фотоплетизмографа. Микроконтроллер настраивает устройство управления (УУ) 12, состоящее из двух блоков: 12.1, и 12.2, которые являются многоступенчатыми потенциометрами с возможностью цифрового управления. С блока 12.1 напряжение поступает на буферный усилитель-формирователь 2, задавая выходной ток источника излучения 3.1, на который поступает и тактовый сигнал, модулирующий выходной ток источника излучения. Импульсы на источник излучения подаются с частотой 10 кГц.

Отразившись от внутренних слоев биоткани исследуемого биологического объекта 4, световой поток, модулированный кровотоком, поступает на фотоприемник 3.2, преобразуясь в модулированный электрический сигнал. Ток с фотоприемника поступает на преобразователь ток-напряжение 5, коэффициент преобразования которого изменяется цифровым регулятором УУ 12.2. С выхода преобразователя 5 сигнал поступает на АЦП 1.3. Оцифрованный сигнал служит для управления через УУ 12.2 коэффициентом преобразования блока 5. Процесс регулировки продолжается до тех пор, пока полезный сигнал, поступающий с выхода фотоприемника, не установится в номинальное значение, составляющее не более 2/3 от максимального неискаженного напряжения. Далее сигнал через пассивный фильтр 6 поступает на вход усилителя переменного напряжения 7, где отсекается постоянная составляющая сигнала, а переменная усиливается. С выхода усилителя 7 переменный сигнал поступает на вход синхронного детектора 8.

Далее, поступая на фильтр нижних частот (ФНЧ) полосового фильтра 9, импульсы сглаживаются, и на выходе ФНЧ формируется полезный сигнал. С выхода ФНЧ через пассивный фильтр верхних частот полосового фильтра 9 сигнал поступает на усилитель переменного напряжения 10 с изменяемым коэффициентом передачи. Управление коэффициентом передачи осуществляется вторым регулятором 12.2. Далее сигнал поступает на ФНЧ 11 и затем на АЦП 1.3, где он оцифровывается и через интерфейсный адаптер 13 передается в компьютер 14. Частоту среза фильтра можно изменять

в диапазоне 0,2–20000 Гц за счет изменения частоты импульсов на тактовом входе фильтра. Данный каскад используется для ослабления помехи 50 Гц, а также может использоваться для выделения «кривой дыхания».

Фотоплетизмограф содержит блок АРУ, который обеспечивает номинальную амплитуду сигнала на входе АЦП с регулировкой коэффициента передачи каскадов усилителя и тока излучателя. Частота дискретизации полезного сигнала 1000 Гц. Для обеспечения регистрации полезного сигнала в широком динамическом диапазоне введено 3 степени регулировки чувствительности.

Фотоплетизмограф подключается к компьютеру с ОС Windows через USB порт. Все регулировки осуществляются с компьютера. Размеры корпуса фотоплетизмографа 70 × 40 × 23 мм.

Для работы с фотоплетизмографом разработана программа, предназначенная для приема и отображения данных на экране монитора компьютера, а также записи и сохранения полученных данных с последующим просмотром.

Программа позволяет выбрать нужный порт из имеющегося списка (группа «Порт»), сохранять как видимую на экране часть пульсовых кривых, так и полностью всю запись (группа «Файл»), включать и отключать АРУ (группа «Режим работы»), вести запись фотоплетизмограмм (группа «Управление»): при выключении записи вся записанная информация будет выведена на экран (график «сожмется»); включать и отключать фильтры нижних и верхних частот (группа «Фильтр»): частота среза ФНЧ регулируется и отображается в группе «Регуляторы»; измерять и отображать частоту пульса: верхнее число отображает частоту пульса последнего колебания, а нижнее значение – среднюю частоту пульса; изменять масштаб по оси X, где время отображается в секундах (группа «Развертка»): нажав и удерживая правую кнопку мыши, можно выделить необходимую (слева направо – вниз) часть графика и увеличить его, а нажав и удерживая левую кнопку мыши, можно перемещать график; вести регулировку следующих параметров: напряжения на источнике излучения, коэффициентов усиления усилителей, частоты среза ФНЧ (группа «Регуляторы»), которая включается кнопкой «Панель регуляторов» в группе «Настройки».

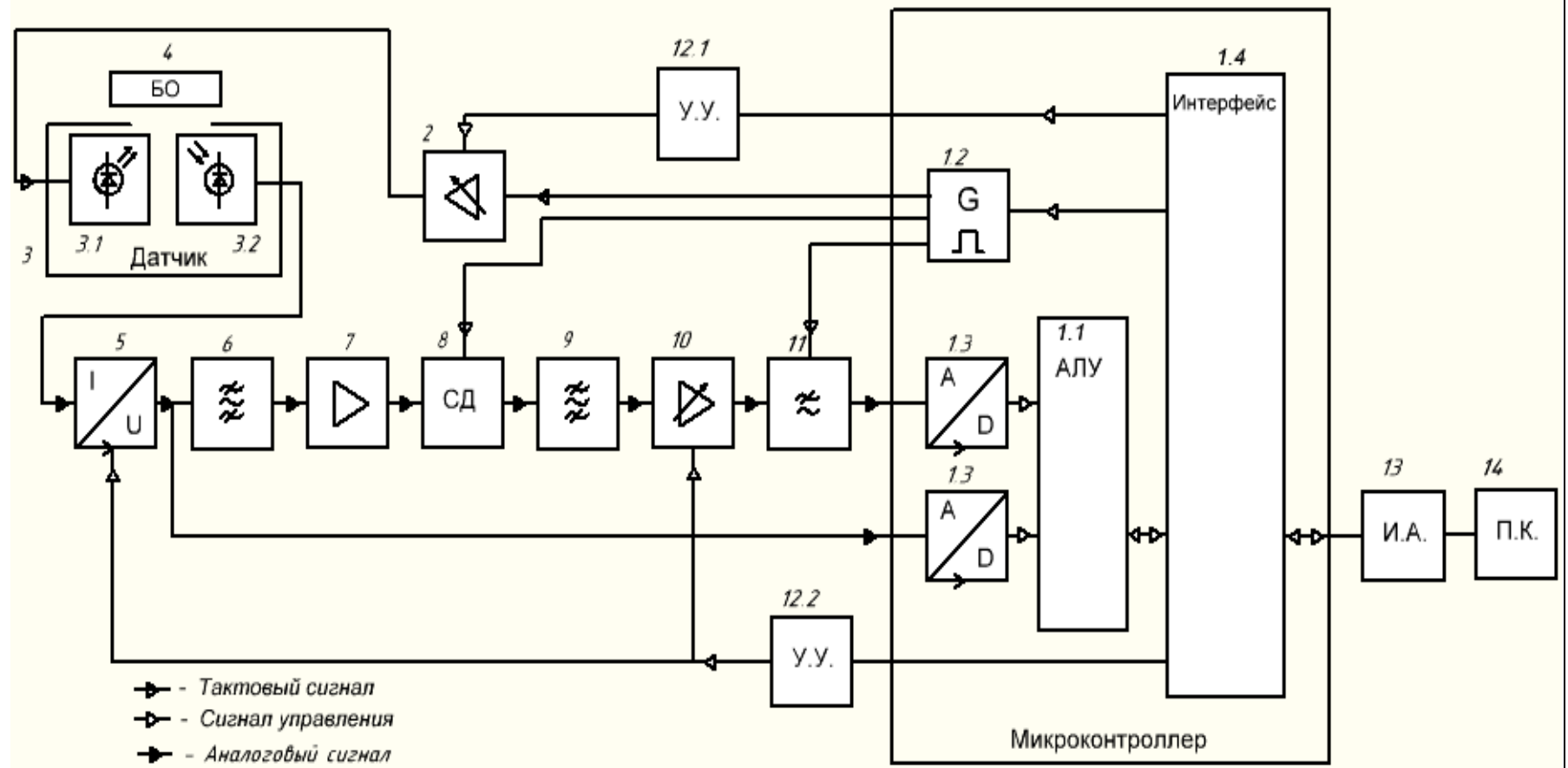


Рисунок 1 – Структурная схема автоматизированного фотоплетизмографа:

1 – управляющий микроконтроллер (АТ Mega48): 1.1 – арифметическое логическое устройство (АЛУ), 1.2 – устройство формирования импульсов (генераторы), 1.3 – аналогово-цифровой преобразователь, 1.4 – интерфейс; 2 – буферный усилитель-формирователь тока для источника излучения; 3 – оптоэлектронный датчик: 3.1 – источник излучения (инфракрасный светодиод), 3.2 – фотоприемник (инфракрасный фотодиод); 4 – биологический объект; 5 – усилитель-преобразователь с изменяемым коэффициентом преобразования; 6 – полосовой фильтр (фильтры нижних и верхних частот); 7 – усилитель переменного напряжения; 8 – ключевой синхронный детектор; 9 – полосовой фильтр (фильтры нижних и верхних частот); 10 – усилитель переменного напряжения с изменяемым коэффициентом передачи; 11 – интегральный фильтр нижних частот с изменяемой частотой среза; 12 – устройство управления и регулировки усилителей; 13 – интерфейсный адаптер для связи с компьютером; 14 – компьютер

Входная часть измерительного тракта предусматривает включение фотодиодов в фотovoltaическом режиме, что облегчает испытание оптоэлектронных датчиков различных конструкций, с возможностью варьирования расстояния между элементами оптопары, углов их наклона по отношению к поверхности биоткани, количества и взаимного расположения источников и приемников излучения, позволяет применять источники излучения с различными диаграммами направленности и др.) [6].

Испытания различных конструкций датчиков на разработанном фотоплетизмографе

Для примера на рисунках 2 и 3 приведены экспериментальные результаты (кривые 1), полученные с помощью фотоплетизмографа, в сравнении с результатами математического моделирования методом Монте-Карло [7] прохождения инфракрасного излучения через биоткань (кривые 2). Кривые, изображенные на рисунке 2, получены при установке источника и приемника излучения перпендикулярно к поверхности биоткани, т.е. под углом 90° , а на рисунке 3 расстояние между элементами оптопары составляло 6 мм. Для сравнения экспериментальных и расчетных результатов в качестве базовых уровней выбраны сигналы при расстоянии между приемником и источником 2,2 мм (для рисунка 2) и угле наклона источника излучения 90° (для рисунка 3).

Максимальный сигнал на выходе фотоприемника получен при его расположении от источника излучения, установленного под углом 120° (30° от нормали), на расстоянии 5,5 мм. Датчик располагался на концевой фаланге пальца кисти пациента, поскольку в дистальных фалангах наблюдается наибольшая интенсивность капиллярного кровотока, кроме того это удобно для врача и пациента. Длина волны излучателя 850 нм.

Поскольку в фотоплетизмографе используется импульсное питание излучателя и синхронное детектирование сигнала, внешние световые помехи не оказывают влияние на выходной сигнал усилителя. Поэтому введение в конструкцию датчика элементов экранировки не требуется. Верхняя частота полосы пропускания усилителя фотоплетизмографа определяет информативность получаемого сигнала пульсовой кривой в плане выявления более тонкой ее структуры, а также устранения влияния помех промышленной сети и не связана с особенностями конструкции оптоэлектронного датчика.

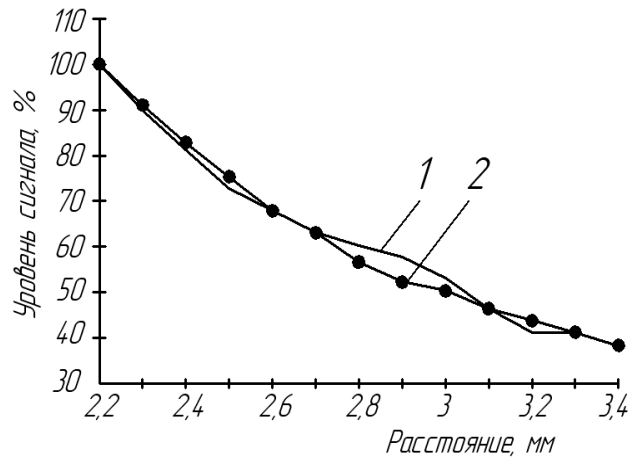


Рисунок 2 – Зависимость амплитуды пульсовой кривой от расстояния между источником и приемником излучения: 1 – эксперимент; 2 – расчет

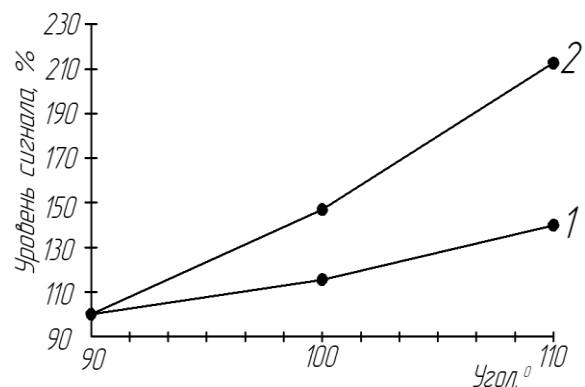


Рисунок 3 – Зависимость уровня сигнала пульсовой кривой от угла наклона источника излучения датчика: 1 – эксперимент; 2 – расчет

Проведенные экспериментальные исследования совместно с врачами и ветеринарными специалистами показали необходимость обеспечения ряда параметров фотоплетизмографов, которые можно разделить на функциональные и технические.

К первой группе можно отнести:

- снижение влияния артефактов как на этапе регистрации сигнала за счет датчиков, так и программно после регистрации фотоплетизмограмм [8, 9];

- автоматизированная обработка первичной информации (сохранение фотоплетизмограмм в памяти и их анализ, создание базы данных параметров фотоплетизмограмм) [10];

- условия работы датчиков и варианты их крепления на биологическом объекте с помощью специальных манжет, ленты велькро и липкой ленты, клипсы, встраивание в доильный стакан при исследовании лактирующих животных;

– передача данных с датчика по радиоканалу.

Ко второй группе параметров относятся:

– верхняя частота полосы пропускания измерительного тракта в зависимости от задач исследования, например, для выявления ряда патологических состояний, она достигает 100 Гц, а нижняя – несколько герц;

– длина волны источника излучения должна лежать в спектральном диапазоне 0,8–0,9 мкм для исключения влияния изменения содержания кислорода в крови при дыхании;

– наличие АРУ, поскольку амплитуда сигнала с датчика может изменяться в широком диапазоне, что связано с особенностями кровоснабжения различных участков биоткани, ее оптической плотностью и состоянием кожного покрова (загрязнение, пигментация, волосяной покров); целесообразно также иметь автоматическую регулировку интенсивности излучения источника;

– использование модуляции и синхронного детектирования сигнала для снижения помех различной природы (оптические, промышленной сети).

Рассмотрены различные варианты оптоэлектронных датчиков по ряду существенных признаков (таблица).

Таблица

Варианты конструкций датчиков

Существенные признаки датчиков	Варианты реализации признаков датчиков
1. Источники излучения	1.1; 1.2; 1.3; 1.4
2. Приемники излучения	2.1; 2.2; 2.3
3. Расположение источников и приемников излучения в корпусе датчика	3.1; 3.2; 3.3
4. Взаимное расположение источников и приемников излучения в датчике	4.1; 4.2; 4.3; 4.4; 4.5
5. Крепление датчика на биологическом объекте	5.1; 5.2; 5.3; 5.4; 5.5

Для первого признака: 1.1 – светодиод; 1.2 – излучатель с управляемой длиной волны излучения; 1.3 – полупроводниковый лазер; 1.4 – внешний источник света.

Для второго признака: 2.1 – фоторезистор; 2.2 – фотодиод; 2.3 – фототранзистор.

Для третьего признака: 3.1 – в центре корпуса датчика; 3.2 – асимметрично; 3.3 – по окружности.

Для четвертого признака: 4.1 – излучатели расположены внутри фотоприемников; 4.2 – излучатели находятся снаружи фотоприемников; 4.3 – коаксиальное расположение; 4.4 – в одной плоскости; 4.5 – в различных плоскостях.

Для пятого признака: 5.1 – манжета; 5.2 – клипса; 5.3 – лента; 5.4 – вакуумный присосок; 5.5 – имплантация под кожу.

Таким образом, в зависимости от решаемых задач необходимо выбрать наиболее приемлемые варианты конструкции датчиков. Проведенные эксперименты показали следующее.

Датчик с равномерно распределенными по окружности рабочей поверхности источниками излучения, в центре которых установлен фотоприемник с собирающей линзой, обладает высокой чувствительностью за счет увеличения поверхности засветки и удобством эксплуатации за счет крепления корпуса датчика к биологическому объекту с помощью ленты велькро.

Датчик с излучающей поверхностью, сформированной с помощью оптической системы на основе светодиода, расположенного в центре рабочей поверхности датчика, коаксиально по окружности расположены фотодиоды (кольцевой фотоприемник), крепление датчика осуществляется с помощью манжеты, позволяет снизить ряд артефактов, имеющих место при исследовании животных (перекося установки датчика, загрязненные участки кожи и ее пигментация, движение животного) [10].

Заключение

1. Разработан автоматизированный фотоплетизмограф для регистрации пульсовых кривых. Технические характеристики прибора:

- полоса пропускания – 0,25–40 Гц;
- общий коэффициент усиления – до $2 \cdot 10^5$;
- диапазон изменения тока источника излучения – 0–100 мА;
- диапазон аналогового выходного сигнала на входе АЦП – 0–5 В.

Применение в схеме фотоплетизмографа каскада синхронного детектора позволило получить высокую чувствительность, а также ослабить внешние помехи и наводки.

2. Экспериментально исследованы оптоэлектронные датчики с различными свойствами, что позволило выделить два типа датчиков

для задачи регистрации фотоплетизмограммы в условиях действия артефактов:

– датчик с равномерно распределенными по окружности рабочей поверхности источниками излучения, в центре которых установлен фотоприемник с собирающей линзой;

– датчик с излучающей поверхностью, сформированной с помощью оптической системы на основе светодиода, расположенного в центре рабочей поверхности датчика; коаксиально по окружности расположены фотодиоды (кольцевой фотоприемник).

3. Разработанный фотоплетизмограф целесообразно использовать для исследовательских целей по выбору оптоэлектронных датчиков для определенных задач, что позволит повысить качество регистрируемых фотоплетизмограмм, а значит и уровень диагностики состояния сердечно-сосудистой системы человека и животных.

Работа выполнена при поддержке Федеральной целевой программы «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России».

Список использованных источников

1. *Алексеев, В.А.* Проектирование устройств регистрации гемодинамических показателей животных на основе метода фотоплетизмографии: монография / В.А. Алексеев, С.И. Юран. – Ижевск: ИжГТУ, ИжГСХА, 2006. – 248 с.
2. *Ларюшин, А.И.* Двухканальный лазерный фотоплетизмограф / А.И. Ларюшин [и др.] // Мир измерений. – 2010. – №7. – С. 22–28.
3. Комплекс спектрофотометрический неинвазивный для контроля объемного кровена-

полнения мягких биологических тканей «Спектротест» // Руководство по эксплуатации. – Фрязино: ФГУП «НПП «Циклон-Тест», 2006. – 23 с.

4. *Sherebrin, M.H.* Frequency analysis of the peripheral pulse wave, detected in the finger with a photoplethysmograph / M.H. Sherebrin, R.Z. Sherebrin // IEEE Transactions on biomedical engineering, 1990. – Vol. 37, № 3. – P.313–317.
5. *Юран, С.И.* Выбор полосы пропускания усилительного тракта фотоплетизмографа / С.И. Юран, Г.Г. Чернов // Инновационное развитие АПК. Итоги и перспективы: мат-лы Всерос. научн.-практ. конф. – Ижевск: ФГОУ ВПО ИжГСХА, 2007. – Т II. – С. 261–268.
6. *Алексеев, В.А.* Взаимное расположение источника и приемника излучения датчика для фотоплетизмографии / В.А. Алексеев, А.С. Перминов, С.И. Юран // Приборы и методы измерений. – Минск: БНТУ, 2011. – № 1 (2). – С. 5–9.
7. *Сетейкин, А.Ю.* Анализ по методу Монте-Карло процессов распространения лазерного излучения в многослойных биоматериалах / А.Ю. Сетейкин // Оптика и спектроскопия. – Т. 99, № 4. – 2005. – С.685–688.
8. *Перминов, А.С.* Проектирование оптоэлектронных датчиков с устранением влияния артефактов / А.С. Перминов, С.И. Юран // Вестник ИжГТУ, 2010. – № 3 (47). – С. 102–105.
9. *Алексеев, В.А.* Программа для просмотра и редактирования фотоплетизмограмм / В.А. Алексеев [и др.] // Лазеры. Измерения. Информация: сборник докладов 21-й Международной конф. – СПб.: Изд-во Политехнического университета, 2011. – Т. 3. – С. 118–125.
10. *Алексеев, В.А.* Выбор параметров для базы данных фотоплетизмограмм / В.А. Алексеев, А.А. Дюпин, С.И. Юран // Вестник ИжГТУ. – 2008. – № 4. – С. 135–137.

Alekseev V.A., Ardashev S.A., Yuran S.I.

Automated photoplethysmograph

Automated photoplethysmograph for registration the pulse curves, technical characteristics of the device and results of its experimental approbation are presented. Developed photoplethysmograph is expedient to use for research purposes on perfection of designs of optoelectronic sensors for specific bioobjects and sites of biofabrics. That will allow raising the level of diagnostics of cardiovascular system condition of people and animals. (E-mail: alekseevv@istu.ru)

Keywords: a photoplethysmography, the optoelectronic of sensor.

Поступила в редакцию 28.12.2012.