

АНАЛИЗ ПАРАМЕТРОВ ФОТОМЕТРИЧЕСКОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

© 2013 А.А. Федотов, С.А. Акулов

Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва
(национальный исследовательский университет)

Поступила в редакцию 02.12.2013

В статье рассматривается структурное построение фотометрического преобразователя пульсовой волны. Обоснован выбор основных первичных параметров фотометрического преобразователя: длина волны используемого оптического излучения, амплитуда тока питания светодиода, частота среза фильтра верхних частот. Определена величина инструментальной погрешности измерения амплитудно-временных характеристик регистрируемого сигнала пульсовой волны на основе разработанного измерительного преобразователя.

Ключевые слова: фотометрический преобразователь, пульсовая волна, инструментальная погрешность.

Регистрация и обработка биосигнала пульсовой волны находит широкое применение в инструментальных системах кардиологической диагностики для мониторинга частоты сердечных сокращений, определения степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом, исследования гемодинамических процессов в артериальном русле [1, 2].

Один из наиболее клинически эффективных и универсальных методов неинвазивной регистрации пульсовой волны основан на использовании фотометрического измерительного преобразователя (ИП) [1, 3]. Данная работа посвящена разработке и исследованию фотометрического измерительного преобразователя пульсовой волны.

На рис. 1 приведена структурная схема рассматриваемого фотометрического ИП пульсовой волны: УТ – усилитель тока; СИД – светоизлучающий диод; ФД – фотодиод; ПТН – преобразователь тока в напряжение; УПН1, УПН2 – регулируемые усилители переменного напряжения; СД – синхронный детектор; ФВЧ – фильтр верхних частот; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер.

Излучатель пальцевого датчика содержит светодиод (СИД), питаемый импульсами тока, которые формируются в микроконтроллере (МК) и усиливаются до необходимой величины с помощью усилителя тока (УТ). Прошедшее сквозь биологические ткани пальца оптическое излучение поступает на фотоприемник датчика (ФД). Полученный фототок преобразуется в на-

пряжение с помощью преобразователя ток – напряжение (ПТН) и усиливается регулируемым усилителем переменного напряжения (УПН 1), коэффициент усиления которого устанавливается МК. Основное назначение УПН 1 заключается в согласовании динамического диапазона аналогового тракта обработки сигнала с динамическим диапазоном фототока, который, в свою очередь, определяется индивидуальными особенностями оптических свойств тканей обследуемого человека.

Усиленный импульсный сигнал поступает на синхронный демодулятор (СД), где происходит выделение напряжения, пропорционального пульсовой волне. Полученное напряжение поступает на УПН 2, который обеспечивает согласование с динамическим диапазоном аналого-цифрового преобразователя (АЦП) микроконтроллера. После преобразования в цифровую форму МК осуществляет цифровую фильтрацию и обработку биосигналов.

Технические параметры и метрологические характеристики используемых источников излучения и фотоприемников были определены на основе анализа спектров поглощения света основными компонентами биологической ткани [4 – 6].

Выбор длины волны оптического источника излучения обусловлен глубиной проникновения оптического излучения в ткань. Известно, что ультрафиолетовое излучение (10 – 380 нм), а также видимый свет в синем и фиолетовом диапазонах (380 – 485 нм) сильно поглощается поверхностными тканями, особенно, пигментным веществом кожи – меланином [4, 5]. Инфракрасное излучение в длинноволновом (50 – 2000 мкм) диапазоне почти полностью поглощается верхними слоями кожи и оказывает местный тепловой эффект [5].

Федотов Александр Александрович, кандидат технических наук, доцент кафедры лазерных и биотехнических систем. E-mail: fedoaleks@yandex.ru

Акулов Сергей Анатольевич, кандидат технических наук, доцент кафедры радиотехники. E-mail: sakulov1981@mail.ru

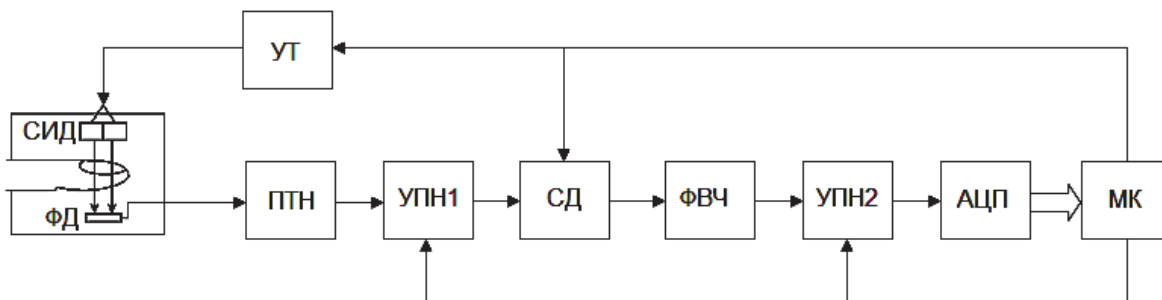


Рис. 1. Структурная схема фотометрического ИП артериальной пульсации крови

Оптимальным диапазоном излучения в задачах регистрации пульсовой волне. является диапазон видимого и ближнего инфракрасного света. На рис. 2 приведен спектр поглощения света венозной и артериальной кровью в диапазоне видимого и ближнего инфракрасного света [5].

Анализ приведенных кривых спектра поглощения позволяет сделать вывод о том, что наибольшее поглощения света артериальной кровью происходит в диапазоне 600 – 700 нм, что представляет собой красный диапазон видимого спектра (625 – 740 нм).

В настоящее время в качестве излучателя света в системах регистрации пульсовой волны широкое использование получили полупроводниковые светодиоды с основным спектром излучения в видимом красном диапазоне [4 – 6]. В силу достаточно высокой крутизны спектральной характеристики абсорбции света артериальной кровью (рис. 2) в качестве излучателей необходимо использовать полупроводниковые светодиоды, имеющие очень малый разброс длин волн излучения. Большинство современных светодиодов, используемых в фотометрических датчиках, имеют длину волны излучения 660 ± 5 нм.

Выбор величины силы тока питания светодиода обусловлен необходимостью обеспечить достаточное соотношение сигнал/шум. В силу индивидуальных особенностей оптических свойств биологических тканей амплитуда пульсовой волны изменяется в широких пределах [1, 3].

Для определения достаточной с точки зрения соотношения сигнал/шум величины силы тока питания светодиода необходимо провести исследование изменения соотношения сигнал/шум для

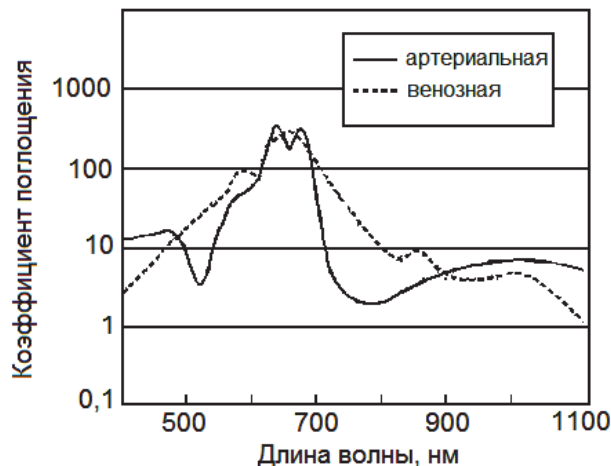


Рис. 2. Спектр поглощения крови в видимом и ближнем инфракрасном диапазонах

значительной выборки людей разного возраста и пола. С этой целью был спроектирован испытательный стенд, содержащий схему питания светодиода, схему включения фотоприемника, преобразователь фототока в напряжение. На рис. 3 приведена структурная схема испытательного стенда.

В качестве фотометрического датчика использовался полупроводниковый оптоэлектронный модуль для пульсоксиметрии У-294 производства НПЦ «ОПТЭЛ». Полупроводниковый светодиод с длиной волны излучения в максимуме спектральной полосы излучения 665 ± 10 нм запитывался импульсами тока прямоугольной формы (в соответствии с паспортными данными частота импульсов составила 1000 Гц, а длительность импульса – 500 мкс) с регулируемого источника тока. Фотодиод с величиной темнового тока 2 нА был подключен по гальванической схеме

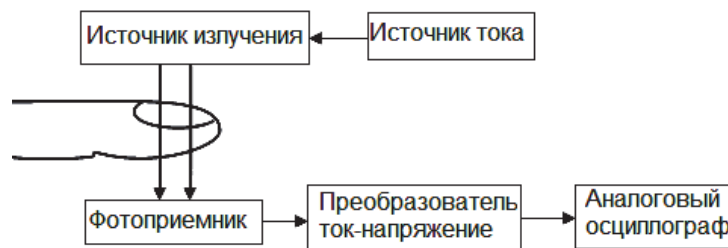


Рис. 3. Структурная схема испытательного стенда

ме включения, преимуществом которой является минимальный фоновый шум и возможность обработки слабых сигналов [7].

Преобразователь «ток-напряжение» был построен на основе прецизионного операционного усилителя AD822 с малым уровнем шумов (величина входного тока смещения не превышает 25 пкА, максимальное входное напряжение смещения не более 200 мкВ). Уровень шумов регистрировался на выходе преобразователя «ток-напряжение» при выключенном светодиоде в помещении с нормальной освещенностью с помощью аналогового универсального осциллографа по методике peak-to-peak.

В измерении приняло участие 30 человек (18 мужчин и 12 женщин) в возрасте от 20 до 60 лет с различными анатомическими особенностями строения пальцев руки. У каждого человека измерения проводились на каждом пальце обеих руках, тем самым дополнительно обеспечивался учет изменчивости сигнала в зависимости от размера пальца. Критерием оценки соотношения сигнал/шум являлся коэффициент отношения $K_{s/n}$, определяемый как:

$$K_{s/n} = 20 \lg \frac{A_s}{A_n},$$

где A_s – амплитуда сигнала на выходе преобразователя «ток-напряжение», A_n – размах уровня шума, оцениваемый по методике peak-to-peak.

На рис. 4 приведена зависимость изменения коэффициента отношения сигнал/шум $K_{s/n}$ от амплитуды тока питания светодиода I_m . Для каждого значения амплитуды тока питания светодиода

определялась выборка значений коэффициентов отношения сигнал/шум $K_{s/n}$, для оценки изменчивости значений использовались 90-й, 50-й (медиана) и 10-й перцентили.

Анализ полученных зависимостей позволяет сделать вывод о том, что коэффициент отношения сигнал/шум увеличивается с ростом величины амплитуды тока питания светодиода, при этом зависимость имеет нелинейный характер. Если ограничить величину коэффициента отношения сигнал/шум на уровне 20 дБ, то величина амплитуды тока питания светодиода должна составлять не менее 20 мА, что гораздо меньше указанного в технических характеристиках максимально допустимого тока питания светодиода в импульсном режиме – 100 мА.

Разброс в амплитуде пульсовой волны предъявляет определенные требования к построению аналогового тракта ИП и обуславливает необходимость использования усилителей с автоматической регулировкой усиления, имеющих высокую степень линейности в широком динамическом диапазоне.

Фильтр верхних частот (ФВЧ), являющийся частью УПН2, предназначен для выделения переменного сигнала пульсации на фоне постоянного сигнала высокого уровня, а также для ослабления влияния помех дыхательной природы, искажающих изолинию биосигнала. Интенсивное и глубокое дыхание человека при регистрации пульсовой волны может вызвать сильное увеличение амплитуды сигнала и привести к насыщению усилительных каскадов. ФВЧ должен ослаблять влияние дрейфа изолинии сигнала, но

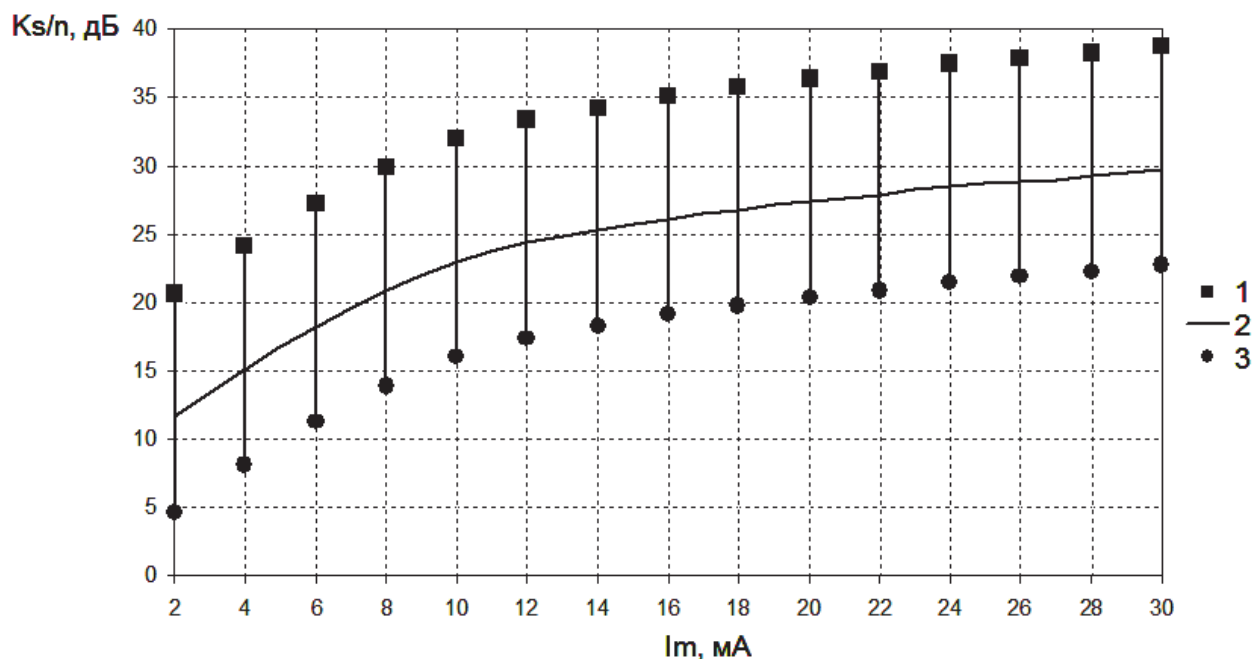


Рис. 4. Зависимость изменения коэффициента отношения сигнал/шум $K_{s/n}$ от амплитуды тока питания светодиода I_m : (1 – 90-й перцентиль, 2 – медиана, 3 – 10-й перцентиль)

при этом не должно происходить искажение полезного биосигнала.

Выбор значения частоты среза ФВЧ, выделяющего переменный сигнал пульсации, представляет собой важную проблему: при неправильном значении частоты среза ФВЧ могут возникнуть искажения в пульсовой волне, что в свою очередь приведет к погрешностям в определении диагностических показателей [8].

Для количественной оценки соответствия пульсовой волны до и после прохождения ФВЧ определялся коэффициент искажения сигнала δ :

$$\delta = \frac{\sum_{i=1}^N [U_f(i) - U(i)]^2}{\sum_{i=1}^N U^2(i)},$$

где: i – номер отсчета, N – количество отсчетов в рассматриваемых фрагментах сигнала, $U_f(i)$ – отсчет модельного сигнала пульсовой волны после фильтрации, $U(i)$ – отсчет модельного сигнала пульсовой волны до фильтрации.

Для исследования параметров фильтрации пульсовой волны использовались модельные сигналы, полученные на основе рассмотрения математической модели гемодинамических процессов распространения пульсовых волн по артериальному руслу [9]. Модельный сигнал помехи представляет собой гармонический сигнал, частота которого находится в диапазоне физиологической адекватности частот дыхания человека, амплитуда сигнала помехи определяет интенсивность вли-

яния дыхания человека на дрейф изолинии биосигнала артериальной пульсации крови.

Для выбора оптимального значения частоты среза необходимо получить зависимости изменения коэффициента искажения сигнала пульсовой волны и амплитуды помехи от частоты среза ФВЧ. В качестве ФВЧ в ИП используется пассивная RC-цепочка, номиналы емкости и сопротивления которой определяют величину частоты среза фильтра.

На рис. 5 приведены зависимости изменения коэффициента искажения пульсовой волны после фильтрации (δ) и относительной амплитуды сигнала помехи (B_m), обусловленной дыханием, в зависимости от частоты среза ФВЧ при различных значениях частоты дыхания человека (f_{br}).

Анализ полученных данных показывает, что увеличение частоты среза ФВЧ приводит к увеличению коэффициента искажения пульсовой волны и к уменьшению относительной амплитуды сигнала помехи. Если ограничить требования к величине коэффициента искажения на уровне 0,1, то требуемая частота среза ФВЧ не должна превышать 0,2 Гц. Однако, величина частоты среза ФВЧ 0,2 Гц не обеспечивает достаточного подавления помехи, что обуславливает необходимость дополнительного подавления помехи на основе методов цифровой фильтрации, применяемых на стадии программной обработки биосигнала.

Частота среза ФВЧ, построенного на основе пассивной RC-цепочки, определяет длительность переходных процессов, возникающих во

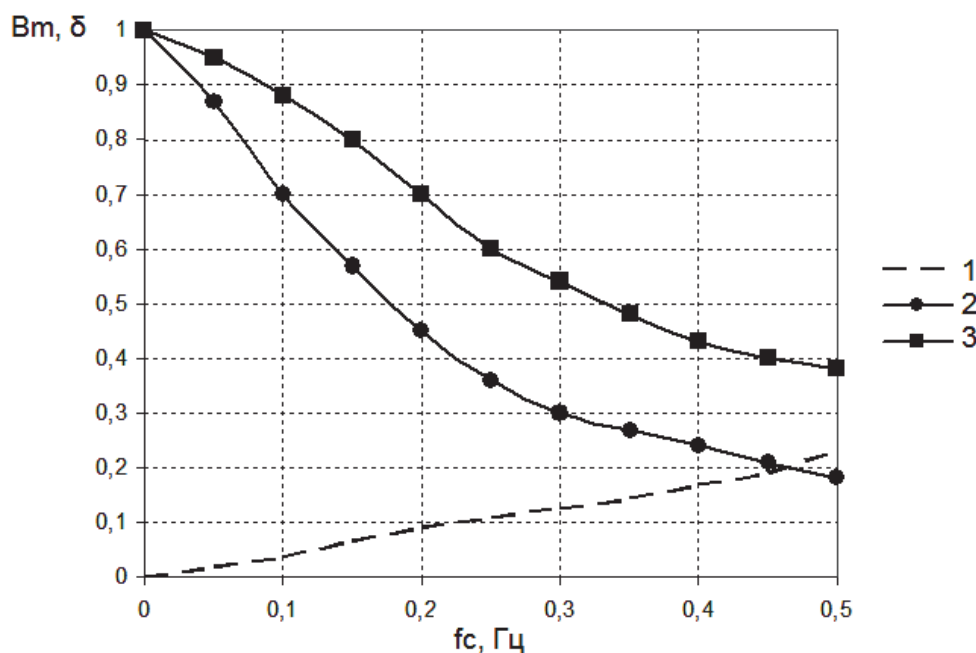


Рис. 5. Зависимости изменения коэффициента искажения сигнала пульсовой волны (1) и относительной амплитуды сигнала помехи от частоты среза ФВЧ при различных значениях частоты дыхания (2 – частота $f_{br}=0,1$ Гц, 3 – частота $f_{br}=0,2$ Гц)

время циклов заряда/перезаряда емкости. Для величины частоты среза 0,2 Гц постоянная времени переходного процесса составляет 0,8 с, что сопоставимо со средней длительностью сердечного цикла [1, 8]. Таким образом, очевидна необходимость сокращать время переходного процесса в ФВЧ. С этой целью усилитель пульсовой волны УПН2 будет выполнен по схеме с блокированием входных цепей: в схему ФВЧ параллельно резистору будет добавлен управляемый сигналами с микроконтроллера коммутатор. При насыщении выхода УПН2 микроконтроллер будет обрабатывать эту ситуацию и переключать в открытое состояние коммутатор. В силу того, что величина сопротивления открытого ключа коммутатора намного меньше, чем сопротивления резистора в RC-цепочке, будет достигнуто значительное сокращение длительности переходного процесса.

Инструментальные погрешности измерения амплитудно-временных характеристик сигнала пульсовой волны, регистрируемого с помощью разработанного ИП, определялись в результате его поверки сертифицированным прецизионным генератором биосигналов серии “Диатест-4”, имеющим относительную погрешность установки эталонных амплитуд сигнала и длительностей межпульсовых интервалов пульсовой волны не более 0,5% во всем диапазоне изменения параметров тестируемого сигнала.

Погрешность измерения параметров регистрируемого биосигнала исследовалась путем формирования с помощью генератора “Диатест-4” эталонного сигнала пульсовой волны, имеющего одинаковые и постоянные значения амплитуд сигнала и длительностей межпульсового интервала. Детектирование характеристических точек пульсовой волны в ИП осуществлялось программным способом с помощью МК на основе применения амплитудно-временного метода, характеризующегося малой методической погрешностью измерения длительностей межпульсовых интервалов [10, 11].

Погрешность измерения параметров эталонного сигнала, регистрируемого разработанным ИП, определялась на основе квантильных оценок погрешности при доверительной вероятности $P=0,9$ [12]. В этом случае абсолютная погрешность измерения параметров сигнала определялась как:

$$\Delta_u = 1,6 \cdot \sigma_u,$$

где: σ_u – среднеквадратичное отклонение измеренных значений параметров биосигнала от эталонных значений, определяемое как:

$$\sigma_u = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X_{изм}(i) - X_{эм})^2}{N}},$$

где: $X_{эм}$ – эталонное значение параметра биосигнала, $X_{изм}(i)$ – измеренное значение параметра биосигнала, N – общее количество измеренных параметров.

В результате проведенных исследований метрологических характеристик разработанного фотометрического ИП пульсовой волны были получены следующие значения инструментальной погрешности измерения параметров биосигнала: относительная погрешность измерения длительности межпульсовых интервалов не превышает 1,5%; относительная погрешность измерения амплитуды пульсовой волны не превышает 2,3%.

Таким образом, разработанный фотометрический ИП пульсовой волны отличается оригинальными схемотехническими решениями, обеспечивающими высокую эффективность регистрирования биосигнала, и характеризуется низкими значениями инструментальной погрешности измерения амплитудно-временных характеристик регистрируемого биосигнала.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Allen J.* Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // *Physiological Measurement*. 2007. Vol. 28. P. 1–39.
2. Expert Consensus Document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications // *European Heart Journal*. 2006. Vol. 27 (21). P. 2588–2605.
3. *Webster J.G.* Design of Pulse Oximeters. The Medical Science Series, Taylor & Francis, 1997. 260 p.
4. *Cui W.* In vivo reflectance of blood and tissue as a function of light wavelength // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1990. Vol. 37 (6). P. 632–639.
5. *Jones D.P.* Medical electro-optics: measurements in the human microcirculation // *Physics in Technology*. 1987. Vol. 18. P. 79–85.
6. *Webster J.G.* Medical instrumentation. Application and design. John Wiley & Sons, 2009. 675 p.
7. *Аиу Ж.* Датчики измерительных систем: В 2-х книгах [пер. с франц.]. М.: Мир, 1992. 480 с.
8. *Allen J., Murray A.* Effects of filtering on multi-site photoplethysmography pulse waveform characteristics // *Computers in Cardiology Proceedings*. 2004. P. 485–488.
9. *Калакутский Л.И., Федотов А.А.* Диагностика дисфункции сосудистого эндотелия методом контурного анализа пульсовой волн // *Известия Южного федерального университета. Технические науки*. Таганрог, 2009. № 9. С. 93–98.
10. *Федотов А.А.* Амплитудно-временной метод детектирования характерных точек сигнала пульсовой волны // *Медицинская техника*. 2012. № 6. С. 22?28.

11. Федотов А.А., Акулов С.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2013. 282 с.
12. Новицкий П.В. Оценка погрешностей результатов измерений. Л.: Энергоатомиздат, 1991. 304 с.

ANALYSIS PARAMETERS OF PHOTOMETRIC CONVERTER OF PULSE WAVE

© 2013 А.А. Fedotov, S.A. Akulov

Samara State Aerospace University named after Academician S. P. Korolyov
(National Research University)

In the article the structure of photometric converter of pulse wave was considered. It was justified the choice of primary parameters of photometric converter such as: the wavelength of used optical radiation, the amplitude of the current power of LED, the cut-off frequency of highpass filter. The instrumental error of measurement of amplitude-time characteristics of the recorded pulse wave based on developed measuring converter was determined.

Key words: photometric converter, pulse wave, instrumental error.

*Aleksandr Fedotov, Candidate of Technics, Associate Professor
at the Lasers and Biotechnical Systems Department.*

E-mail: fedoaleks@yandex.ru

*Sergey Akulov, Candidate of Technics, Associate Professor at
the Radio Engineering Department.*

E-mail: sakulov1981@mail.ru