

УДК 615.47:681.782.473
doi:10.21685/2307-5538-2022-2-11

ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ ТРЕХВОЛНОВОГО ДВУХКАНАЛЬНОГО ЛАЗЕРНОГО ПУЛЬСОКСИМЕТРА

Р. Н. Хизбуллин

Казанский государственный энергетический университет, Казань, Россия
Robert.Khizbullin@mail.ru

Аннотация. *Актуальность и цели.* В настоящее время имеется ряд нерешенных фундаментальных научных проблем, связанных с получением достоверной информации при мониторинге лечения различных заболеваний. Особенно актуальна проблема, касаемая диагностического медицинского оборудования при использовании оптических методов исследования. Из этого вытекает цель исследования – определение системных связей и закономерностей взаимодействия между техническими системами со сложными биологическими системами (кровеносное русло) в процессе оценки их состояния и на этой основе обоснование принципа построения лазерного пульсоксиметра повышенного разрешения с высокими точностными характеристиками. *Материалы и методы.* Оптические методы исследования, связанные с глубиной проникновения оптического следа и ее адекватное восприятие системой сравнения для получения достоверных сигналов. *Результаты.* Предложен принцип построения трехволнового двухканального лазерного пульсоксиметра с использованием третьей длины волны ($\lambda = 805 \pm 0,75$ нм). Длина волны излучения 804,25... 805,75 нм является «изобестической точкой», на этой длине волны спектральные характеристики гемоглобина и оксигемоглобина совпадают. *Выводы.* Предложен трехволновой двухканальный лазерный пульсоксиметр с улучшенными точностными характеристиками, погрешность измерения которого удалось снизить до 5 %, по сравнению с другими аналогами, где погрешность составляет до 30 %.

Ключевые слова: трехволновой лазерный пульсоксиметр, фотоплетизмограмма, изобестическая точка, сатурация, гемоглобин, оксигемоглобин, лазерный датчик, акселерометр

Для цитирования: Хизбуллин Р. Н. Принципы построения трехволнового двухканального лазерного пульсоксиметра // Измерения. Мониторинг. Управление. Контроль. 2022. № 2. С. 90–100. doi:10.21685/2307-5538-2022-2-11

PRINCIPLES OF CONSTRUCTION OF A THREE-WAVE TWO-CHANNEL LASER PULSE OXIMETER

R.N. Khizbullin

Kazan State Energy University, Kazan, Russia
Robert.Khizbullin@mail.ru

Abstract. *Background.* Currently, there are a number of unsolved fundamental scientific problems related to obtaining reliable information when monitoring the treatment of various diseases. The problem of diagnostic medical equipment using optical research methods is particularly relevant. This implies the purpose of the study: to determine the system connections and patterns of interaction between technical systems with complex biological systems (bloodstream) in the process of assessing their condition, and on this basis substantiate the principle of constructing a high-resolution laser pulse oximeter with high accuracy characteristics. *Materials and methods.* Optical research methods related to the depth of penetration of the optical trace and its adequate perception by the comparison system to obtain reliable signals. *Results.* The principle of constructing a three-wave two-channel laser pulse oximeter using the third wavelength ($\lambda = 805 \pm 0.75$ nm) is proposed. The radiation wavelength of 804.25... 805.75 nm is an "isobestic point", at this wavelength the spectral characteristics of hemoglobin and oxyhemoglobin coincide. *Conclusions.* A three-wave two-channel laser pulse oximeter with improved accuracy characteristics has been proposed, the measurement error of which has been reduced to 5 %, %, compared with other analogues, where the error is up to 30 %.

Keywords: three-wave laser pulse oximeter, photoplethysmogram, isobestic point, saturation, hemoglobin, oxyhemoglobin, laser sensor, accelerometer

For citation: Khizbullin R.N. Principles of construction of a three-wave two-channel laser pulse oximeter. *Izmereniya. Monitoring. Upravlenie. Kontrol' = Measurements. Monitoring. Management. Control.* 2022;(2):90–100. (In Russ.). doi:10.21685/2307-5538-2022-2-11

*Актуальные медико-технические предпосылки
для создания трехволнового двухканального пульсоксиметра*

На момент работы над данным исследованием имелись публикации по фотоплетизмографии [1] и применению двухволновой одноканальной пальцевой светодиодной ($\lambda_1 = 940 \pm \pm 20$ нм; $\lambda_2 = 640 \pm 20$ нм) пульсоксиметрии [2]. Применение датчиков на светодиодах (СД) неизбежно приводит к «физиологической помехе» при регистрации фотоплетизмографического (ФПГ) сигнала за счет разного количества поглощения света основными информативными составляющими кровотока – гемоглобином и оксигемоглобином. Следовательно, получить необходимую точность, повторяемость и адекватность ФПГ сигнала невозможно. Перед автором стояла актуальная задача по разработке лазерного трехволнового двухканального пульсоксиметра (ПСО) с использованием третьей длины волны ($\lambda = 805 \pm 0,75$ нм). Длина волны излучения 804,25... 805,75 нм является «изобестической точкой», т.е. это та длина волны, на которой спектральные характеристики гемоглобина и оксигемоглобина совпадают. Одной из основных задач данного исследования является устранение «физиологической помехи» при получении фотоплетизмограммы, что позволяет построить пульсоксиметры с более высокими точностными характеристиками.

Применение монохроматических источников излучения разных длин волн в прикладной медицине основывается на идеи, реализованной в спектрофотометрии. С помощью оптического излучения можно неинвазивно определять *сатурацию* (наполнение) крови кислородом, где сложный белок *гемоглобин* (Hb) с молекулярной массой 68000 является основным веществом в переносе кислорода. Функциональное назначение гемоглобина – составление молекулярной основы дыхательной функции крови, т.е. транспортировка различных газов (или лигандов) – O₂, CO, CO₂ [1–4].

Материалы и методы

Регистрация информативного светового сигнала. Если через биоткань последовательно пропускать монохроматическое излучение (рис. 1), находящееся в разных областях спектра, и оценить значения сигналов, получаемых при этом с фотоприемника, то по его изменениям можно оценить сатурацию (насыщение крови) кислородом [1, 5].

На рис. 1. видно: «в точке 805 нм» данные кривые пересекаются, и она называется «изобестической точкой». Ее используют как калибровочную точку для уменьшения погрешности измерений.

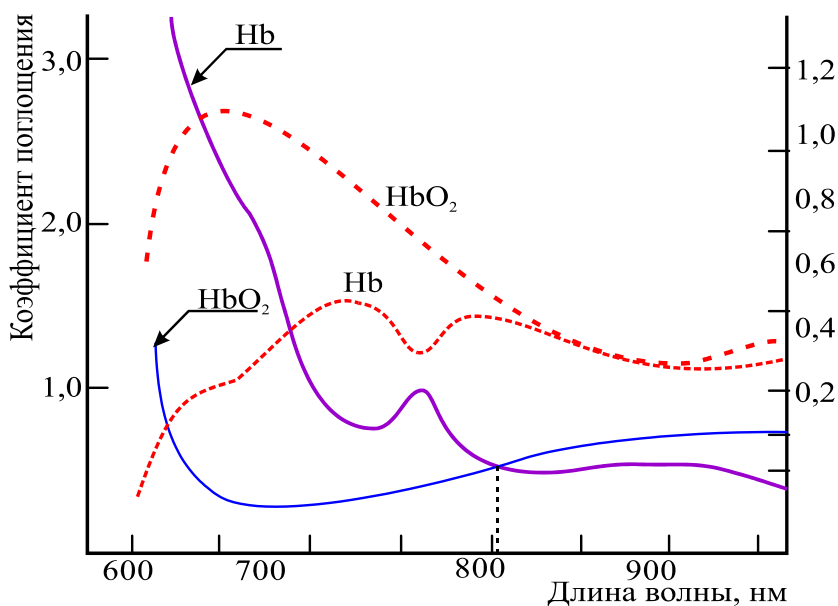


Рис. 1. Зависимость поглощения света от длины волны излучения для различных форм гемоглобина: 1 – оксигемоглобин (HbO₂); 2 – гемоглобин (Hb). Пунктирной линией представлены графики коэффициента отражения для данных форм гемоглобина [1–4, 6–9]

Световой сигнал, попадающий на приемник, имеет несколько составляющих, зависящих от постоянного поглощения и рассеивания света кожным покровом и пульсовым кровенаполнением артериальных сосудов. При этом постоянная составляющая не будет нести никакой информативной части, а исследование характеристик будет проводиться только по переменной. В связи с чем точность прибора будет в большей степени зависеть от точности определения переменной составляющей.

При использовании данного метода сможем одновременно определять частоту сердечных сокращений (ЧСС), характеризующую насыщенность крови кислородом, и пульс.

Формирование фотоплетизмограммы происходит следующим образом: при повышении давления крови происходит расширение сосудов, возрастает амплитуда ФПГ, и амплитуда падает при снижении давления и сужении сосудов.

На выходе пульсоксиметра в процессе снятия показаний мы получаем график фотоплетизмограммы, как и в случае с фотоплетизмографом, по которой мы можем определить ЧСС, т.е. пульс. Определить сатурацию крови кислородом SO_2 можно несколькими способами. Стандартное определение данного параметра записывается следующим выражением (1):

$$SO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \cdot 100 \%, \quad (1)$$

где C_{HbO_2} – концентрация оксигемоглобина в крови; C_{Hb} – концентрация гемоглобина.

Поскольку точное определение концентраций гемоглобина и оксигемоглобина в крови неинвазивным способом не представляется возможным, то поэтому используют полученную фотоплетизмограмму. Для этого сначала определяют некий параметр спектральных пульсаций R для выбранных длин волн выражением

$$R = \frac{U_{a_{660}} / U_{d_{660}}}{U_{a_{940}} / U_{d_{940}}}, \quad (2)$$

где U_a и U_d – переменная и постоянная составляющие напряжений с фотоприемников по выбранному спектральному каналу, указанному цифрами.

Показатель $R = 0,4$ при стопроцентной сатурации крови и $R = 3,4$ при нулевой (0 %) сатурации. Отношение $R = 1$ соответствует 85 % сатурации (рис. 2).

Значение R , в основном, определяется соотношением между гемоглобином и оксигемоглобином и мало зависит от свойств кожного покрова и других фрагментов биологической ткани.

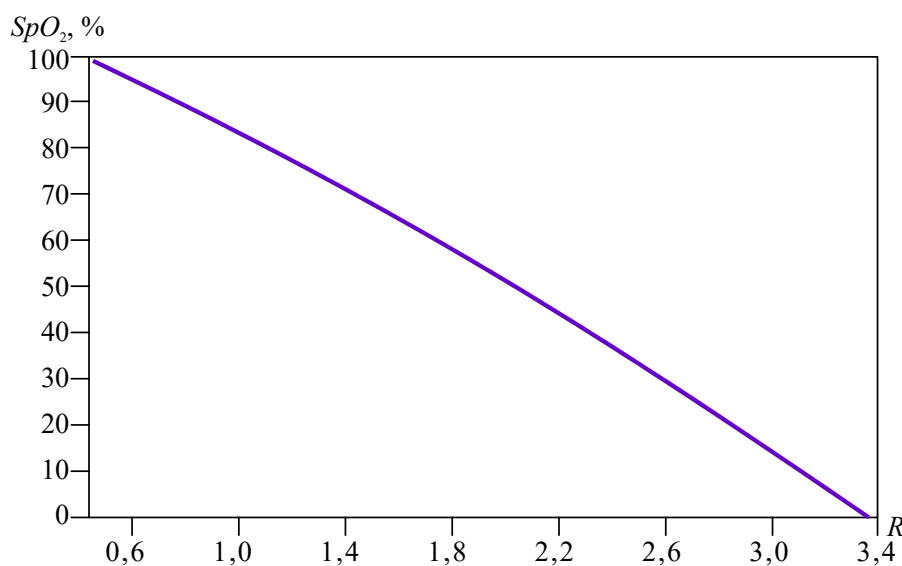


Рис. 2. Калибровочная характеристика пульсоксиметра [8–10]

Результаты исследования

Принципы построения трехволнового двухканального лазерного пульсоксиметра и его реализация. Основываясь на методе регистрации переменной составляющей, зависящей от пульсового кровенаполнения артериальных сосудов, попадающей на фотоприемник, предлагается следующая структурная схема оптического оксиметра, представленная в виде нескольких составных частей (рис. 3). Внешний вид показан на рис. 4 [2]. В качестве источника излучения используются лазерные диоды (ЛД).

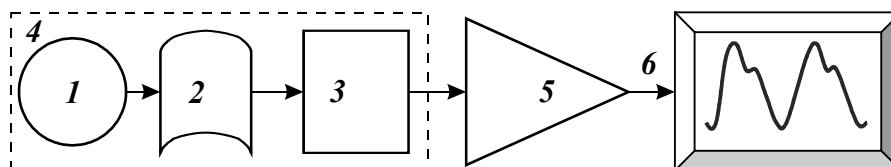


Рис. 3. Структурная схема построения трехволнового лазерного пульсоксиметра: 1 – ЛД; 2 – биологическая ткань; 3 – приемник излучения, 1–3 вместе представляют собой оптическую часть; 4, 5 – электронная часть; 6 – экран [7–9]

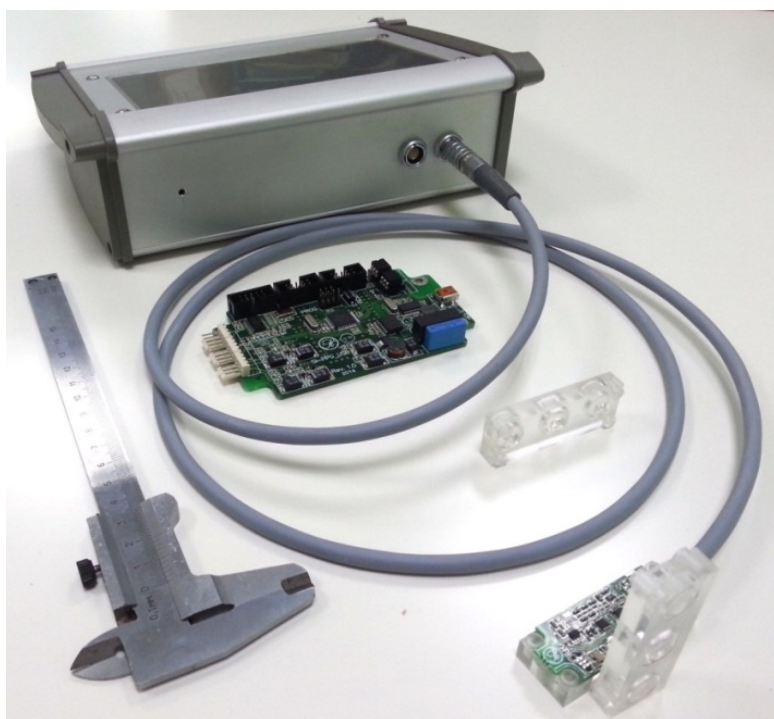


Рис. 4. Внешний вид трехволнового лазерного пульсоксиметра (в том числе показан конструктив основной платы и датчика)

На современном рынке пульсоксиметров, наибольшей популярностью пользуются светодиодные (СД) датчики в связи с их небольшой стоимостью по сравнению с лазерами. Поэтому их широко применяют в ПСО с низким классом точности. Но такие ПСО не подходят для точных медицинских исследований состояния пациента в процессе лечения [2].

Основной недостаток СД – невозможность реализовать узкий спектральный пучок с минимальным разбросом длин волн (± 20 нм) [2, 10–13]. С этой проблемой лучше справляются лазеры.

Метод оптической плетизмографии разделен на две группы в зависимости от условий регистрации плетизмограммы: регистрация светового сигнала на просвет и на обратное рассеяние. При регистрации сигнала на просвет основной вклад в изменение коэффициента пропускания биологического объекта вносит коэффициент поглощения. При регистрации рассеянного света вклады коэффициента поглощения, коэффициента рассеяния и коэффициента отражения в коэффициент пропускания становятся соизмеримыми [2, 14].

Основным недостатком зондов пропускания является то, что применение датчика ограничивается периферийной частью тела, например, кончиками пальцев, ног, ушей и носа. Зонды обратного рассеяния могут быть размещены на теле практически на любом месте.

Погрешность пульсоксиметра и методы ее устранения. В современных пульсоксиметрах большинство причин погрешности прибора решены. Для этого используются следующие методы [2]:

- экранирование датчика и кабелей аппарата для устранения засветки приемника или влияния близко расположенных электромагнитных приборов;
- усреднение индикации параметров;
- повышение чувствительности сенсоров;
- увеличение отношения «сигнал/шум» фотоприемника и т.д.

Однако самой серьезной причиной вносимых погрешностей является наличие такого артефакта, как движение части тела человека, на которую прикреплен датчик [2]. Это приводит к венозному искажению получаемой фотоплетизмограммы. Данный артефакт вносит серьезные погрешности и для устранения его было разработано несколько способов: наличие пульсации световых сигналов окружающих тканей и, соответственно, изменение базовых сигналов.

Предлагаемый трехволновый двухканальный ПСО (в дальнейшем ПСО3-2КЛ) состоит из нескольких блоков (рис. 5).

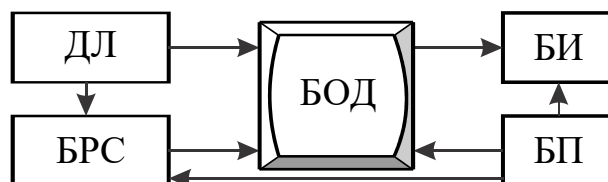


Рис. 5. Блок-схема пульсоксиметра ПСО3-2КЛ: ДЛ – лазерные датчики; БРС – блок регистрации сигнала лазерных датчиков; БОД – блок обработки данных; БИ – блок индикации зарегистрированного сигнала; БП – блок питания

Выбор длины волны и типов лазерных диодов (ЛД). При регистрации фотоплетизмограммы возможны флуктуации сигнала [12], связанные с изменением соотношения гемоглобина и оксигемоглобина (Hb и HbO_2 соответственно), поскольку спектры поглощения и рассеяния оптического излучения этих двух веществ различны (см. рис. 1). Изменение данного соотношения связано с изменением потребления кислорода. При регистрации фотоплетизмограммы информативной составляющей сигнала является изменение кровенаполнения (модуляция рассеянного излучения), поэтому изменение содержания кислорода в крови, приводящее к изменению сигнала фотоплетизмограммы, является «физиологической помехой». Спектральные характеристики обоих типов гемоглобина пересекаются в так называемой «изобестической точке», на длине волны 805 нм, где поглощение излучения одинаково для различных форм гемоглобина. Применение лазера, работающего на данной длине волны, позволило исключить возможность возникновения подобной «физиологической помехи» (рис. 6) по отношению к оптопарам СД-ФД [1].

Кроме $\lambda = 805$ нм, используются также две другие длины волны (рабочие). Они также выбираются исходя из оптических характеристик исследуемых форм гемоглобина. Как правило, это $\lambda_1 = 640$ нм и $\lambda_2 = 940$ нм, так как для этих длин волн рассматриваемые характеристики для HbO_2 и Hb существенно различны и не будут существенно влиять друг на друга (табл. 1).

Таблица 1

Параметры лазерных диодов

Параметры	ЛД1-S6430MG	ЛД2-IDL-805-50S	ЛД3-RLT940-GS
Длина волны, нм	640	805	940
Мощность излучения, мВт	1	0,75	1
Расходимость пучка, мрад	3	3	3
Ширина спектральной линии, нм	3	1,5	3

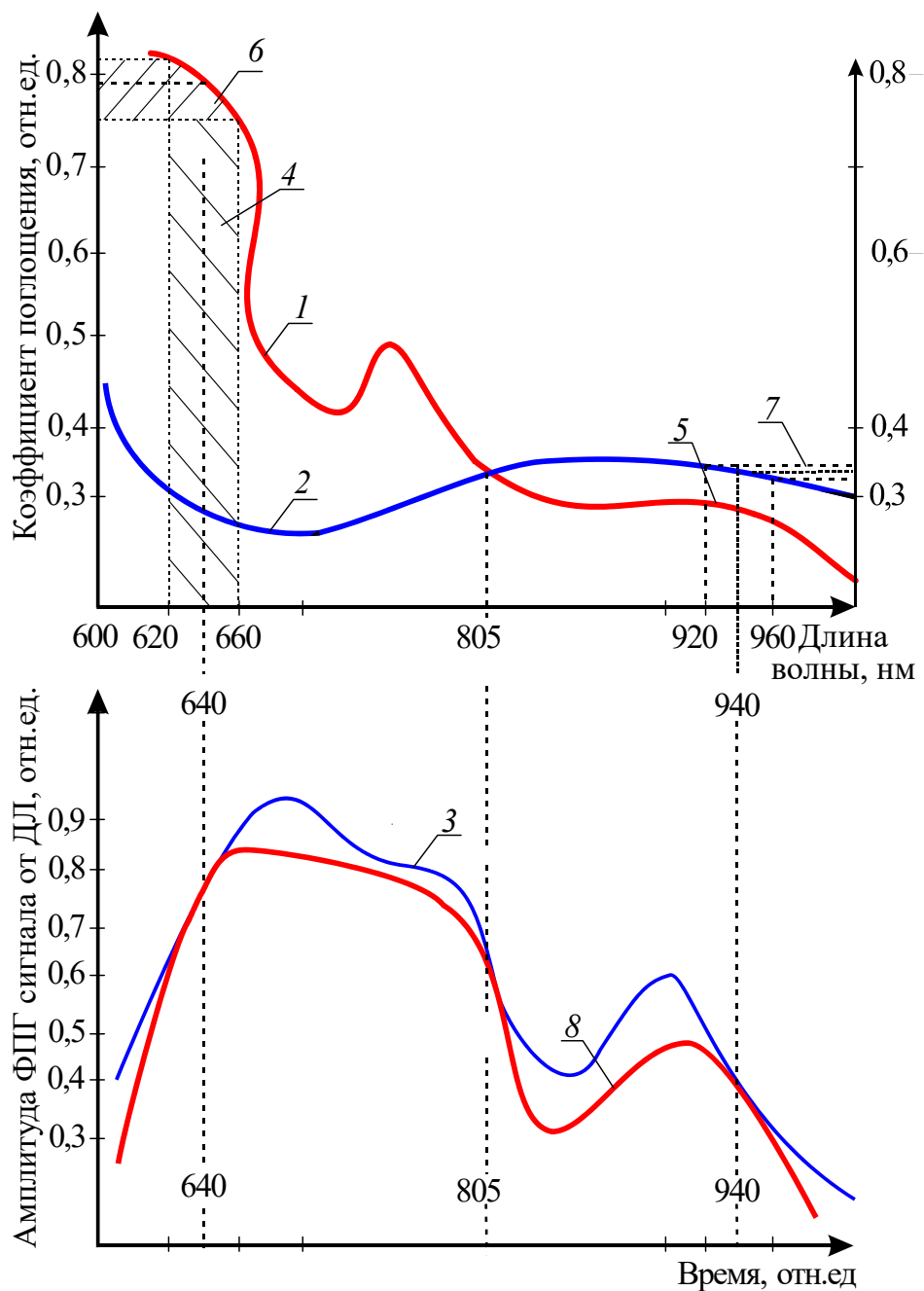


Рис. 6. Сравнительная спектральная зависимость поглощения света ЛД и СД:
 1 – гемоглобином, 2 – оксигемоглобином, 3 – фотоплетизмограмма от лазерного датчика «ЛД-ФД» у ПСОЗ-2КЛ; 4 – ширина полосы генерации СД 640 нм... 40 нм; 5 – ширина полосы генерации СД 940... 40 нм; 640, 805, 940 – линии генерации ЛД, 1-1.5 нм; ЛД 805 нм (калибровочный) – «изобестическая точка»; 6 – заштрихованная красная область – «физиологическая помеха» от СД 640 нм; 7 – заштрихованная синяя область – «физиологическая помеха» от СД 940 нм; 8 – фотоплетизмограмма от датчика «СД-ФД»; суммарная погрешность регистрации ФПГ от «СД-ФД» – 30... 35 %, у ПСОЗ-2КЛ (ЛД-ФД) – не более 2,5 %

Конструкция ПСОЗ-2КЛ состоит из трех основных элементов: корпуса самого прибора и двух лазерных датчиков [12, 15]. Такое разделение необходимо для того, чтобы пользователь мог свободно, без участия технического персонала, подсоединять и отсоединять лазерные датчики с целью подбора наиболее удобного датчика для пациента, замены датчика, а также для осуществления процедуры дезинфекции датчика.

Функционально-алгоритмическая схема построения пульсоксиметра [13, 15, 16].
Лазерный датчик. Состоит из двух диодов лазерных полупроводниковых (ЛД), одного фото-

диода (ФД), фотоприемного устройства (ФПУ), одного акселерометра (АКС) для регистрации механических движений датчика пациента, одного температурного сенсора (ТС), микроконтроллера (МК), кабеля соединительного с разъемом (КС) (рис. 7).

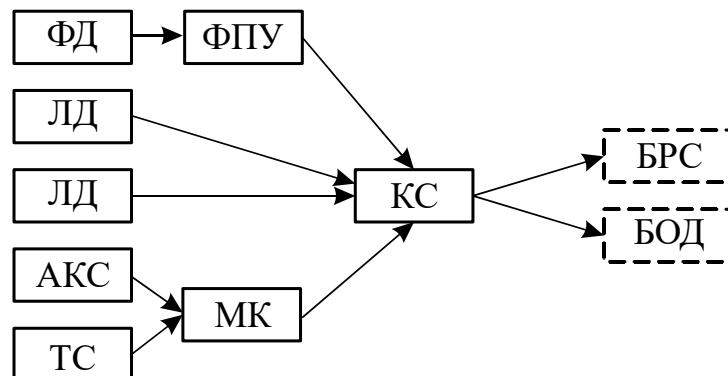


Рис. 7. Структурная схема датчика лазерного (ДЛ)

В конструкцию ДЛ добавлен микроконтроллер, который предназначен для:

- регистрации сигнала с акселерометра, буферизации сигнала и передаче сигнала в цифровом виде по интерфейсу *UART* (универсальный асинхронный приемопередатчик – *Universal Asynchronous Receiver-Transmitter*) в БОД;
- регистрации сигнала с температурного сенсора (ТС), буферизации сигнала и передаче сигнала в цифровом виде по интерфейсу *UART* в БОД;
- передачи по интерфейсу *UART* в БОД информации о типе датчика с наличием температурного контроля и максимальном токе засветки оптического источника с целью осуществления автоматического детектирования типа подключаемого датчика.

Температурный сенсор. В конструкцию ДЛ добавлен *температурный сенсор* для регистрации температуры кожи пациента в области съема физиологического сигнала.

Чувствительным элементом температурного сенсора является термистор сопротивления 2252 Ом. Это специализированный термистор для применения в медицинской технике. Он обладает максимальной чувствительностью в диапазоне температур от $+15^{\circ}\text{C}$ до $+50^{\circ}\text{C}$ и приемлемой точностью для нелинейного элемента $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$.

Термистор подключается к специальному аналого-цифровому преобразователю (АЦП) *ADS1100AxIDBV*, который преобразует аналоговый сигнал в цифровой. АЦП *ADS1100AxIDBV* соединен с микроконтроллером.

В энергонезависимой памяти микроконтроллера записана кривая пересчета цифровых сигналов с АЦП в величину температуры в градусах Цельсия. Кривую пересчета предоставляет производитель термистора. Шаг изменения температуры в кривой составляет $0,1^{\circ}\text{C}$, диапазон от $+15^{\circ}\text{C}$ до $+50^{\circ}\text{C}$.

Апробация и обсуждение

Снятие фотоплетизмографического сигнала и его регистрация. Основываясь на проведенных выше исследованиях и методе получения информативного светового сигнала, можно получить фотоплетизмограмму, снимаемую с фотоприемника в импульсном режиме (рис. 8). Сначала включается первый ЛД, регистрируется сигнал с фотодиода, затем он выключается и выдерживается пауза, после чего включается второй ЛД, опять регистрируется сигнал с фотодиода и ЛД выключается. Процесс повторяется.

На рис. 8 показано: 1 – фронт сигнала тока через ЛД, 2 – интервал усреднения фотоплетизмограммы, 3 – интервал усреднения фоновой засветки, I_{L1} – ток через первый ЛД, I_{L2} – ток через второй ЛД, I_{PHD} – ток фотодиода, T_S – период дискретизации плетизмограммы, равен 125 мкс, T_P – длительность импульса засветки, равна 25 мкс, T_D – длительность пятой части импульса засветки, равна 5 мкс.

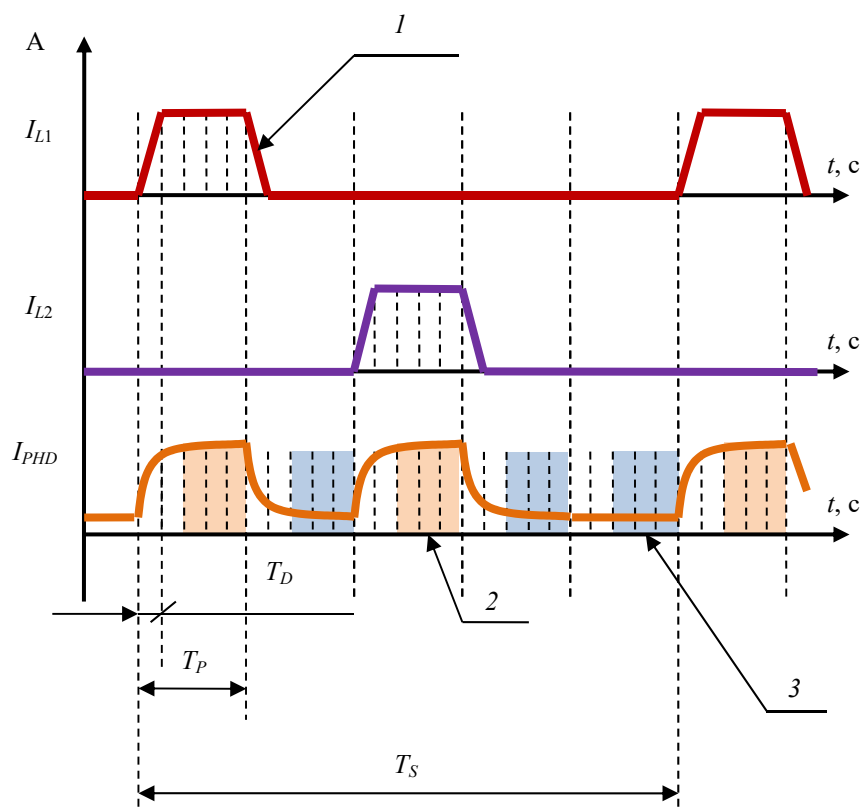


Рис. 8. Эпюры сигналов лазерных диодов (I1 и I2) и тока фотоприемника I_{PHD}

Последовательность регистрации фотоплетизмограммы. Первый ЛД излучает оптический импульс шириной 25 мкс. Оптическое излучение проходит через биологический объект и регистрируется фотодиодом. ЛД управляется источником тока, который имеет ограниченную аналоговую полосу, в результате чего образуются фронты, схематично изображенные на рис. 8, поз. 1. Длительность этих фронтов не превышает 5 мкс и за это время ИТ должен стабилизировать величину тока через ЛД на уровне 99,9 % от номинального значения.

Оптическое излучение от первого ЛД регистрируется фотодиодом и преобразуется в ФПУ в электрическую величину напряжения. Интенсивность оптического излучения плавно повышается пропорционально увеличению тока через ЛД, а с учетом еще и ограниченного быстродействия ФПУ время от начала формирования импульса тока, необходимое для достижения требуемого значения фототока, составляет 10 мкс. Так как длительность импульса тока равна 25 мкс, из которых первые 10 мкс занимает переходной процесс, то время измерения аналого-цифровым преобразователем сигнала плетизмограммы составляет 15 мкс.

Переходной процесс длительностью 10 мкс также связан с аналого-цифровым преобразователем. Преобразователь не может измерять часто и точно быстроизменяющиеся сигналы, так как для этого требуется быстрая настройка встроенного цифрового фильтра, поэтому за время переходного процесса стабилизируется цифровой фильтр преобразователя, что исключает искажения зарегистрированного сигнала вследствие ограничения полосы пропускания.

После излучения первым ЛД оптического импульса длительностью 25 мкс следует пауза длительностью 25 мкс, в течение которой завершается переходной процесс выключения источника тока первого ЛД, а также снижения выходного сигнала напряжения с выхода ФПУ по причине ограничения аналоговой полосы входного сигнала.

Длительность переходного процесса не превышает 10 мкс, поэтому за оставшиеся 15 мкс осуществляется регистрация уровня фоновой засветки фотоприемника (рис. 8, поз. 3).

Второй ЛД излучает оптический импульс длительностью 25 мкс сразу же после окончания паузы длительностью также 25 мкс. Процесс регистрации интенсивности оптического излучения, прошедшего от второго ЛД до фотодиода лазерного датчика, аналогичен описанному выше для первого ЛД.

После окончания второй паузы после излучения оптического импульса вторым ЛД начинается третья пауза длительностью 25 мкс. Эта пауза предназначена для уменьшения скважности импульсов излучения ЛД с целью уменьшения тепловыделения на кристалле ЛД, уменьшения нагрева тканей биологического организма вследствие поглощения оптического излучения, увеличению срока службы ЛД.

На рис. 9 показана положительная клиническая апробация ПСОЗ-2КЛ.

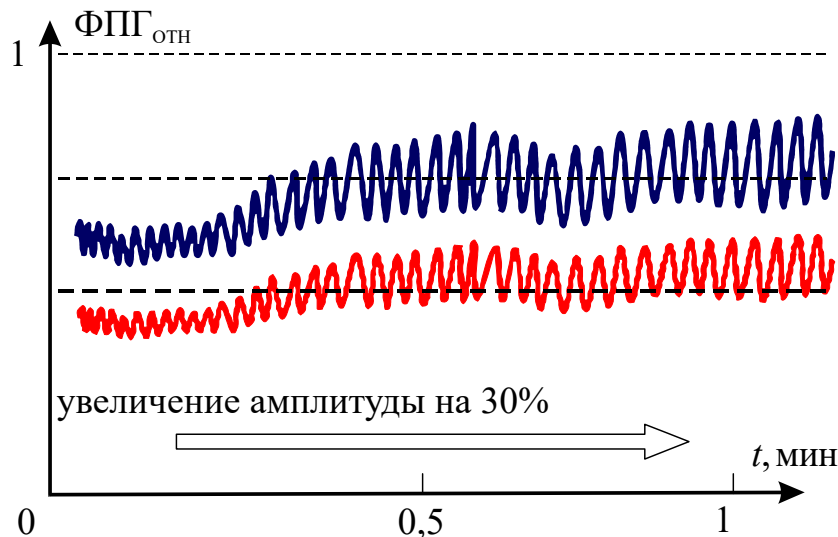


Рис. 9. Клиническая апробация ПСОЗ-2КЛ: «было-стало» схематично

Измеренные значения уровней фоновой засветки за время 15 мкс усредняются и сохраняются (рис. 9).

Сохраненные усредненные значения уровней фоновой засветки используются для интерполяции значений фоновой засветки в моменты регистрации оптических импульсов от ЛД, которые в дальнейшем вычитаются из величины зарегистрированного сигнала. *Описанный механизм является цифровой компенсацией фоновых засветок.*

Получение сигнала фотоплетизмограммы на основе импульсных сигналов показано на рис. 9. Импульсный сигнал, получаемый на фотоприемном устройстве (процесс получения описан ранее), необходимо преобразовать таким образом, чтобы учесть участки, на которых происходят переходные процессы, а затем выделить полезный сигнал (амплитуда – фон).

Величина полезного сигнала будет изменяться прямо пропорционально количеству рассеиваемого излучения, а значит, количеству гемоглобина и оксигемоглобина в крови, изменение которых происходит под воздействием пульсовых волн. Суммарное построение получаемых импульсов на экране и дает нам исследуемую фотоплетизмограмму, из которой можно выделить пульсовую волну (вычисление ЧСС).

Заключение

Создание трехволнового двухканального лазерного пульсоксиметра (ПСОЗ-2КЛ) обусловлено медицинскими требованиями, связанными с использованием связи терапевтических параметров с фотоплетизмограммой и дальнейшей оценкой состояния пациента по проценту содержания кислорода в крови и пульса.

Пульсоксиметры имеют функции фотоплетизмографа. Сигнал для фотоплетизмографа происходит от тех же сигналов, используемых для расчета SpO_2 . Пульсоксиметр может быть использован в клинических условиях в том же порядке, как плетизмограф. Тем не менее точность фотоплетизмографа страдает от артефактов, и пациент должен иметь адекватную перфузию крови возле размещения зонда пульсоксиметра. Так же, как с обычными плетизмограммами, обработав сигналы, можно получить частоту сердечных сокращений от сигнала фотоплетизмограммы.

Автором предложен принцип построения трехволнового двухканального лазерного пульсоксиметра с улучшенными точностными характеристиками, погрешность измерения

удалось снизилась до 5 % по сравнению с другими аналогами, где погрешность составляет до 30 %. На основе рассмотренных конструкций зондов пульсоксиметров была выбрана оптимальная для поставленной задачи конструкция лазерного датчика, а именно, был выбран поверхностный датчик регистрации светового сигнала, работающий в обратно рассеянном свете и использующий три длины волны лазерного излучения (рабочие – $\lambda = 640$ нм, $\lambda = 940$ нм; калибровочная – $\lambda = 805$ нм);

Выявлена необходимость использования трехосевого акселерометра для устранения артефакта движения пациента как основной помехи регистрации сигнала, а также включение термистора в электрическую схему прибора с целью предотвращения перегрева поверхности кожи под датчиком и дополнительной защиты от тепловых помех.

Как видно, методы оптической оксиметрии могут быть достаточно информативны и перспективны в современной доказательной медицине. Они хорошо обоснованы, имеют прочный физико-математический фундамент и базируются на методах физических измерений, т.е. являются полноправным разделом современной медицинской физики. Однако для методов тканевой оксиметрии, бесспорно, остается еще много нерешенных вопросов по точности и воспроизводимости результатов таких измерений, по методике проведения измерений, по данным в норме и при различных патологиях [18, 19].

Многие эти вопросы являются предметом исследований сегодня в крупных научных центрах, так что это диагностическое направление в полном смысле этого слова является развивающимся научным направлением и лежит сегодня в основе создания новой медицинской техники.

Список литература

1. Новиков В. А. Опτικο-электронные приборы, методы и информационное обеспечение контроля реакций биообъекта на лазерное воздействие : дис. ... канд. техн. наук. М., 2011. 126 с.
2. Хизбуллин Р. Н. Оптический двухканальный пульсоксиметр на основе лазерных датчиков для решения актуальных задач в медицинской практике // Фотоника. 2017. № 1. С. 144–157.
3. Иржак Л. И. Гемоглобины и их свойства. М. : Медицина, 1975. 327 с.
4. Якушенков Ю. Г. Теория и расчет опτικο-электронных приборов. М. : Логос, 1993. 480 с.
5. Ларюшин А. И., Галкин М. А., Хизбуллин Р. Н., Новиков В. А. Двухканальный лазерный фотоплетизмограф // Мир измерений. 2010. № 7. С. 22–28.
6. Hertzman A. B. The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph // Am J Physiol. 1939. № 124. P. 328–340.
7. Gordy E., Drabkin D. Determination of the oxygen saturation of blood by a simplified technique applicable to standard equipment // J. Biol. Chem. 1957. Vol. 227, № 7. P. 285–299.
8. Rogatkin D. A., Lapaeva L. G., Petritskaya E. N. [et al.]. Multifunctional laser noninvasive spectroscopic system for medical diagnostics and metrological provisions for that // Proc. SPIE. 2009. P. 73681Y.
9. Webster J. G. Design of pulse oximeters // Medical science series. IOP Publishing Ltd., 1997. P. 258.
10. Афанасьев А. И., Рогаткин Д. А., Сергиенко А. А., Шумский В. И. Методики и аппаратура неинвазивной оптической тканевой оксиметрии // Материалы XXVI школы по когерентной оптике и голографии / под ред. А. Н. Малова. Иркутск : Папирус2, 2008. С. 505–513.
11. Патент 2398232 РФ. Устройство для калибровки медицинских диагностических спектрофотометрических приборов / Рогаткин Д. А., Лапаева Л. Г., Сидоров В. В. ; № 2008145998/14 ; от 21.08.2008 ; опубл. 27.08.2010. Бюлл. № 24.
12. Jacques S. L. Origins of tissue optical properties in UVA, visible and NIR.
13. Ларюшин А. И., Хизбуллин Р. Н., Хизбуллин Рад. Н. Применение сверхярких светодиодов в миниатюрных устройствах для физиотерапии // Известия высших учебных заведений. Проблемы энергетики. 1999. № 1. С. 68–72.
14. Рогаткин Д. А. Физические основы оптической оксиметрии // Медицинская физика. 2012. № 2. С. 97–114.
15. Галкин М. А., Невзоров В. П., Хизбуллин Р. Н. Оценка эффективности мануального воздействия с использованием лазерной плетизмографии высокого разрешения // Мануальная терапия. 2012. Т. 2, № 42. С. 42–48.
16. Millasseau S. C., Guigui F. G., Kelly R. P. [et al.]. Noninvasive assessment of the digital volume pulse. Comparison with the peripheral pressure pulse // Hypertension 2000. Vol. 36. P. 952–956.
17. Ларюшин А. И., Хизбуллин Р. Н. Опτικο-электронные приборы и биодезиметрический контроль в медицине : монография. Казань : Казан. гос. энерг. ун-т, 2018. 248 с.
18. Finch C. A., Lenfant C. Oxygen transport in man // New Eng. J. Med. 1972. Vol. 286. P. 407–415.

19. Хизбуллин Р. Н., Ларюшин А. И. Автоматизированный медицинский аппаратный комплекс для предсменного осмотра персонала энергетических предприятий // Известия высших учебных заведений. Проблемы энергетики. 2014. № 1-2. С. 125–133.

References

- Novikov V.A. Optoelectronic devices, methods and information support for monitoring the reactions of a biological object to laser exposure. PhD dissertation. Moscow, 2011:126. (In Russ.)
- Khizbullin R.N. Optical two-channel pulse oximeter based on laser sensors for solving urgent problems in medical practice. *Fotonika = Photonics*. 2017;(1):144–157. (In Russ.)
- Irzhak L.I. *Gemoglobiny i ikh svoystva = Hemoglobins and their properties*. Moscow: Meditsina, 1975:327. (In Russ.)
- Yakushenkov Yu.G. *Teoriya i raschet optiko-elektronnykh priborov = Theory and calculation of optoelectronic devices*. Moscow: Logos, 1993:480. (In Russ.)
- Laryushin A.I., Galkin M.A., Khizbullin R.N., Novikov V.A. Two-channel laser photoplethysmograph. *Mir izmereniy = The world of dimensions*. 2010;(7):22–28. (In Russ.)
- Hertzman A.B. The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph. *Am J Physiol*. 1939;(124):328–340.
- Gordy E., Drabkin D. Determination of the oxygen saturation of blood by a simplified technique applicable to standard equipment. *J. Biol. Chem*. 1957;227(7):285–299.
- Rogatkin D.A., Lapaeva L.G., Petritskaya E. N. [et al.]. Multifunctional laser noninvasive spectroscopic system for medical diagnostics and metrological provisions for that. *Proc. SPIE*. 2009:73681Y.
- Webster J.G. Design of pulse oximeters. *Medical science series*. IOP Publishing Ltd., 1997:258.
- Afanas'ev A.I., Rogatkin D.A., Sergienko A.A., Shumskiy V.I. Methods and equipment of noninvasive optical tissue oximetry. *Materialy XXVI shkoly po kogerentnoy optike i golografii = Materials of the XXVI School of coherent Optics and holography*. Irkutsk: Papirus2, 2008:505–513. (In Russ.)
- Patent 2398232 RF. Device for calibration of medical diagnostic spectrophotometric devices. Rogatkin D.A., Lapaeva L.G., Sidorov V.V.; No. 2008145998/14; ot 21.08.2008; publ. 27.08.2010. bull. № 24. (In Russ.)
- Jacques S.L. *Origins of tissue optical properties in UVA, visible and NIR*.
- Laryushin A.I., Khizbullin R.N., Khizbullin Rad.N. The use of ultra-bright LEDs in miniature devices for physiotherapy. *Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedeniy. Problemy energetiki = Izvestia of higher educational institutions. Energy problems*. 1999;(1):68–72. (In Russ.)
- Rogatkin D.A. Physical foundations of optical oximetry. *Meditsinskaya fizika = Medical physics*. 2012;(2):97–114. (In Russ.)
- Galkin M.A., Nevzorov V.P., Khizbullin R.N. Evaluation of the effectiveness of manual exposure using high-resolution laser plethysmography. *Manual'naya terapiya = Manual therapy*. 2012;2(42):42–48. (In Russ.)
- Millasseau S.C., Guigui F.G., Kelly R.P. [et al.]. Noninvasive assessment of the digital volume pulse. Comparison with the peripheral pressure pulse. *Hypertension*. 2000;36:952–956.
- Laryushin A.I., Khizbullin R.N. *Optiko-elektronnye pribory i biodozimetricheskyy kontrol' v meditsine: monografiya = Optoelectronic devices and biosimetric control in medicine : monograph*. Kazan: Kazan. gos. energ. un-t, 2018:248. (In Russ.)
- Finch C.A., Lenfant C. Oxygen transport in man. *New Eng. J. Med*. 1972;286:407–415.
- Khizbullin R.N., Laryushin A.I. Automated medical hardware complex for pre-shift inspection of personnel of energy enterprises. *Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedeniy. Problemy energetiki = News of higher educational institutions. Energy problems*. 2014;(1-2):125–133. (In Russ.)

Информация об авторах / Information about the authors

Роберт Накибович Хизбуллин

доцент кафедры электротехнические комплексы и системы,
Казанский государственный энергетический университет
(Россия, г. Казань, ул. Красносельская, 51)
E-mail: Robert.Khizbullin@mail.ru

Robert N. Khizbullin

Associate professor of the sub-department of electrical complexes and systems,
Kazan State Power Energy University
(51 Krasnoselskaya street, Kazan, Russia)

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов /

The authors declare no conflicts of interests.

Поступила в редакцию/Received 21.03.2022

Поступила после рецензирования/Revised 22.04.2022

Принята к публикации/Accepted 7.05.2022