



Таким образом, в данной работе были предоставлены результаты анализа и актуальности смарт-устройства для мониторинга ХЭДА, результаты которого позволили разработать структурную схему устройства. Данная разработка имеет перспективы быть использованным представителями разных поколений, а также, будучи сопряженным с мобильным или стационарным устройством, сможет отслеживать приближение приступов во времени, а также отправлять сообщения о начале приступа.

Литература

1. Юдельсон Я. Н., Юрьева Ю. В., – «Эпилептология для неврологов». Смоленская медицинская академия 2004г.
2. Авакян Г. Н., Блинов Д. В., Лебедева А. В., Бурд С. Г., Авакян Г. Г. Классификация эпилепсии Международной Противоэпилептической Лиги: пересмотр и обновление 2017 года. Эпилепсия и пароксизмальные состояния. 2017; 9 (1): 6-25. DOI: 10.17749/2077-8333.2017.9.1.006-025.
3. Горбунов А. В., Егоров С. А., Егоров А.С. – «Способ диагностики эпилепсии и устройство для его реализации». Опубл.:14.06.2016. Бюл.№35 Патентообладатель: ФГБОУ ВО "ТГТУ".

О.Х. Кулдашов, Ф.Д. Мамарозилов, Г.А. Журабаева

ОПТОЭЛЕКТРОННЫЙ МЕТОД ДИАГНОСТИКИ САХАРНОГО ДИАБЕТА

(Ташкентский университет информационных технологий Ферганский филиал)

Анализ выдыхаемого воздуха является быстро развивающимся направлением неинвазивной медицинской диагностики. Еще во время Гиппократов врачи заметили, что выдох пациентов при диабете, болезнях печени и почек, заражения анаэробными инфекциями обладает специфическими запахами [1].

В качестве параметров для построения корреляционных зависимостей и неинвазивного определения глюкозы предлагается использовать концентрацию ацетона в составе выдыхаемого человеком воздуха [2]. Ацетон присутствует в составе выдыхаемого воздуха постоянно на уровне 1-3 мг/м³, концентрация ацетона в моче идентифицируется полуколичественно и имеет небольшое диагностическое значение. Ацетон в выдыхаемом воздухе появляется много раньше, чем в моче. Концентрация ацетона создается в человеческом организме за счет неполного окисления жиров и белков, в результате которого образуется энергия, возмещающая недостаток энергии получаемой в процессе окисления гликогена. Ацетон, в составе выдыхаемого воздуха, является компонентом, который присутствует в выдохе любого человека. Концентрация ацетона у здоровых людей не превышает 3-5 мг/м³ (норма), концентрация глюкозы в крови, измеренная параллельно, составляет 4-8 ммоль/л (норма), ацетон в моче при использовании традиционных методов определения не идентифицируется. У лю-



дей, болеющих сахарным диабетом (кетонемия компенсирована), концентрация ацетона достигает $8-10 \text{ мг/м}^3$ при нормальном содержании глюкозы в крови $4-8 \text{ ммоль/л}$.

Присутствие ацетона в выдыхаемом воздухе является достаточным показателем для вывода о том, что углеводный обмен у пациента нарушен, независимо от причин вызвавших это нарушение [3,4].

Создание новых высокоэффективных полупроводниковых источников излучения в ближней ИК- области спектра создают предпосылки для разработки высокочувствительных и точных, надежных устройств для контроля концентрации ацетона в составе выдыхаемого человеком воздуха.

Известно, что характеристические полосы поглощения целого ряда важных химических соединений лежат в средней ИК области спектра. Среди них вода и ее пары ($1,94 \text{ мкм}$, $2,75-2,85 \text{ мкм}$), метан ($1,65 \text{ мкм}$, $2,3 \text{ мкм}$, $3,3 \text{ мкм}$), углекислый газ ($2,65 \text{ мкм}$, $4,27 \text{ мкм}$), угарный газ ($2,34 \text{ мкм}$, $4,67 \text{ мкм}$), ацетон ($3,4 \text{ мкм}$), аммиак ($2,25 \text{ мкм}$, $2,94 \text{ мкм}$) и многие другие неорганические и органические вещества.

Источники излучения в этой спектральной области могут применяться в медицине, например для измерения содержания сахара в крови.

В данной работе предложен оптоэлектронный метод и устройство диагностики сахарного диабета, блок схема которой приведена на рис. 1.

В оптоэлектронном методе диагностики сахарного диабета контролируется концентрация ацетона в составе выдыхаемого человеком воздуха, который используется в качестве диагностики сахарного диабета.

Принцип преобразования контролируемого параметра в фотоэлектрический сигнал основан на следующем. Выдыхаемый человеком воздух облучают двумя потоками на разных длинах волн, одна из которых лежит на полосе поглощения контролируемым параметром, другая - вне полосы, принимают долю интенсивности излучения, преобразуют в электрический сигнал, пропорциональный значению контролируемого параметра.

Устройство диагностики сахарного диабета содержит источник питания 1, генератор прямоугольных импульсов с двумя противофазными выходами 2, к одному выходу которого подключен делитель частоты 3 (последовательный счетчик), выход которого через одновибратор 4 соединен с управляющим входом модулятора 5 экспоненты, эмиттерный повторитель 6, два электронных ключа 7 и 8, излучающие диоды рабочий 9 и опорный 10, излучающие на опорной и рабочей длинах волн соответственно, газовую камеру 11, фотоприемник 12, соединенный с первым дифференцирующим устройством 13, выход которого через пороговое входом схемы совпадений 15, первый вход которой подключен к выходу второго дифференцирующего устройства 16, вход которого соединен с излучающим диодом 10, счетчик 17, счетный вход которого соединен с выходом схемы совпадений 15, а его вход “установка нуля” соединен с выходом одновибратора 4. Газовую камеру выдыхаемой человеком воздух 11 облучают двумя потоками излучения $\Phi_{0\lambda 1}$ и $\Phi_{0\lambda 2}$ на опорной λ_1 и рабочей λ_2 длинах волн соответственно.

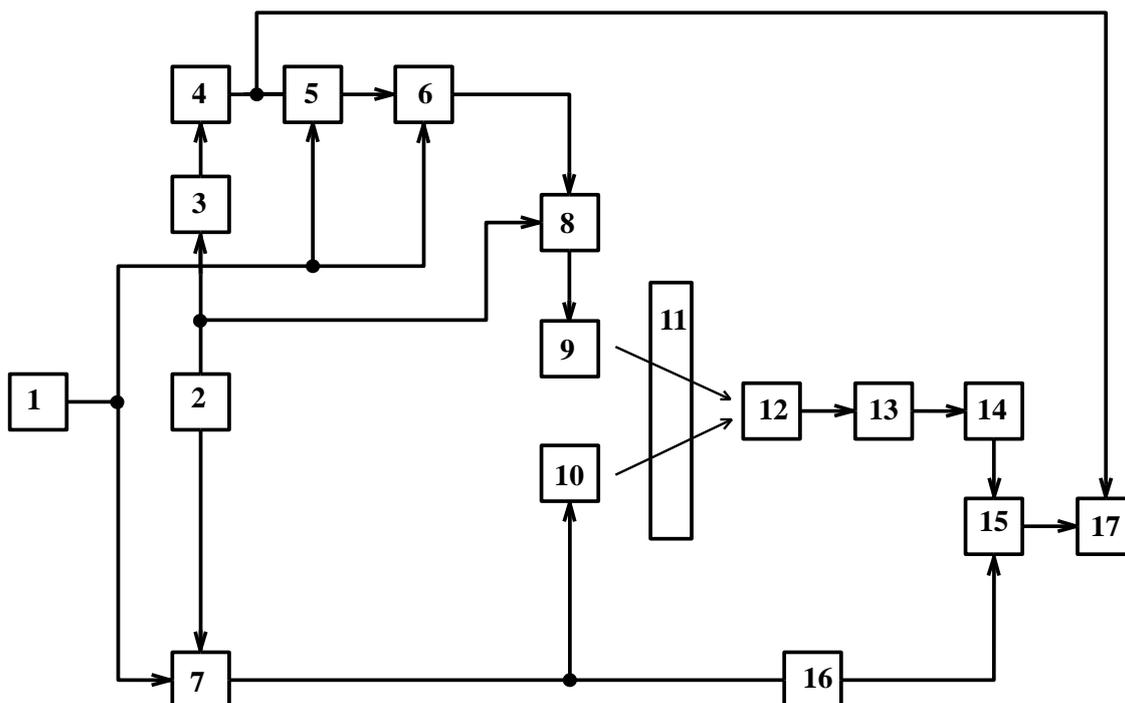


Рис.1. Блок схема оптоэлектронного устройство диагностики сахарного диабета

Прошедшие через газовую камеру потоки излучения будут равны соответственно: $\Phi_{\lambda_1} = \Phi_{0\lambda_1} e^{-k_1 L N_1}$, $\Phi_{\lambda_2} = \Phi_{0\lambda_2} e^{-k_1 L N_1} \cdot e^{-k_2 L N_2}$, (1)

где: $\Phi_{0\lambda_1}$ и $\Phi_{0\lambda_2}$ – подающие на газовую камеру потоки излучения на длинах волн λ_1 и λ_2 соответственно, Φ_{λ_1} , Φ_{λ_2} – потоки излучения после прохождения через газовую камеру на длинах волн λ_1 и λ_2 соответственно,

N_1 - концентрация смеси газообразных веществ,

L - длина оптического пути, т.е. длина газовой камеры,

N_2 - концентрация определяемого газообразного вещества,

K_1 - коэффициент рассеяния смеси газообразных веществ,

K_2 - коэффициент поглощения определяемого газообразных веществ.

Поток $\Phi_{0\lambda_1}$ изменяется во времени (t) по экспоненциальному закону:

$$\Phi_{\lambda_1} = A e^{-\frac{t}{\tau}} \cdot e^{-k_1 L N_1}, \quad (2)$$

где A – постоянный коэффициент, соответствующий начальному значению амплитуды экспоненциального импульса.

В момент равенства потоков Φ_{λ_1} и Φ_{λ_2}

$$\Phi_{0\lambda_2} e^{-k_2 L N_2} = A e^{-\frac{t_c}{\tau}} \quad (3), \quad N_2 = \frac{1}{K_2 L \lambda_2} \cdot t_c, \quad (4)$$

где t_c – время, соответствующее моменту сравнения,

τ - постоянная времени экспоненты.

В оптоэлектронном устройстве использованы в качестве излучающего диода на опорной длине волне светодиода на основе GaAlAsSb/GaInAsSb/GaAlAsSb (3,12 мкм), а излучающего диода на измери-



тельной длине волны светодиода на основе GaAlAsSb/GaInAsSb/GaAlAsSb (3,4 мкм) [5].

Применен фотодиод серии PD36 для спектрального диапазона 1,5 - 3,8 мкм изготавливаются на основе гетероструктуры InAs/InAsSbP.

Литература

1. Мазовецкий А.Г., Великов В.Г. Сахарный диабет. – М.: Медицина, 1987.
2. Вакс В.Л., Домрачева Е.Г., Собакинская Е.А., Черняева Н.Б. Анализ выдыхаемого воздуха: физические методы, приборы, и медицинская диагностика. / Успехи физических наук. 2014. №7. С. 739-757.
3. Силков, М. М. Борисик, И. М. Король. Неинвазивные методы и приборы диагностики сахарного диабета. // Медэлектроника. 2016. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии : сборник научных статей IX Международная научно-техническая конференция (Минск, 8–9 декабря 2016 г.) – Минск : БГУИР, 2016. С. 130 - 132.
4. Базаев Н.А., Маслобоев Ю.П., Селищев С.В. Оптические методы неинвазивного определения уровня глюкозы в крови. / Медицинская техника, 2011. № 5(270). С. 23-33.
5. Стоянов Н.Д., Астахова А.П., Молчанов С.С., Кижаяев С.С., Журтанов Б.Е, Калинина К.В, Гурина Т.И., Михайлова М.П., Именков А.Н., Яковлев Ю.П. Разработка мощных светодиодов на основе наногетероструктур для среднего ИК диапазона (1.6 - 4.6 мкм) и их применение в портативных оптических анализаторов газов и жидкостей нового поколения. // ФТП. 2003. том 37. вып.8 С.996-1009.

А.М. Леднев, Р.А. Пиняжин

ВЫБОР ПАРАМЕТРОВ ИССЛЕДОВАНИЯ ДЛЯ АВТОМАТИЗАЦИИ КОММУНИКАЦИЙ В СЛУЖБЕ МОБИЛЬНЫХ ДОКТОРОВ

(Самарский национальный исследовательский университет
имени академика С.П. Королева)

Введение

Автоматизация процессов оказания услуг является достаточно частой задачей, решаемой в настоящее время для различных предметных областей. Клиентам во многих случаях нет необходимости покидать пределы своего дома, чтобы получить свой товар или услугу. Вызов доктора на дом является одним из примеров, где автоматизация процесса предоставления этой услуги имеет большое значение, как для скорости обслуживания клиента, так и для взаимодействия выездного доктора и офиса.

Стоит отметить, что существующие системы автоматизации подобных услуг в основном ориентированы на клиентов в плане предоставления средств