



**Матанцев А.Б.**  
**Matantsev A.B.**

аспирант кафедры

«Информационно-измерительная техника», ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет»  
Россия, г. Уфа



**Ясовеев В.Х.**  
**Yasoveev V. Kh.**

доктор технических наук,

профессор заведующий кафедрой «Информационно-измерительная техника», ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет»  
Россия, г. Уфа



**Уразбахтина Ю.О.**  
**Urazbakhtina Y.O.**

кандидат технических наук,

доцент, декан факультета авионики, энергетики и инфокоммуникаций, ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет»  
Россия, г. Уфа

УДК 615.47-114:616-07-08

## УЗЛЫ И ЭЛЕМЕНТЫ ЭЛЕКТРОННОЙ ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ДЫХАТЕЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ ХЕЛИКОБАКТЕРИОЗА

*Helicobacter pylori* (*H. pylori*) — спиралевидная грамотрицательная бактерия, которая инфицирует различные области желудка и двенадцатиперстной кишки. Многие случаи язв желудка и двенадцатиперстной кишки, гастритов, дуоденитов, и, возможно, некоторые случаи лимфом желудка и рака желудка этиологически связаны с инфекцией *Helicobacter pylori*. В процессе своей жизнедеятельности бактерия расщепляет слизь, которая защищает желудок, и на эти оголенные участки попадает агрессивный желудочный сок с содержанием пищеварительных ферментов. Кроме того, бактерия выделяет особые токсины, которые способны вызвать иммунное воспаление и вызвать отторжение слизистой желудка. В некоторых случаях *H. pylori* наоборот провоцирует снижение выработки желудком соляной кислоты, что тоже вредно и приводит к атрофическому гастриту с поражением функции пищеварительной системы. Поэтому весьма актуальным является построение измерительной системы для экспресс-диагностики хеликобактерной инфекции, которая позволит выявлять наличие инфицирования вышеназванной бактерией на ранних стадиях развития заболеваний. В данной статье описана система экспресс-диагностики хеликобактериоза, принцип работы которой основан на факте выделения бактерией уреазы. При химической реакции уреазы и принимаемой пациентом мочевины образуется газообразный аммиак, который попадает в выдыхаемый воздух. По разности концентраций аммиака до и после приёма мочевины можно судить о поражении слизистой оболочки желудка штаммом *Helicobacter pylori*. Данный метод исследования прост в реализации, и, кроме того, исключает возможность заражения через медицинский инструмент, поскольку для проведения исследования не требуется взятие биопробы. Статья также описывает особенности реализации системы газоанализа для реализации данного метода. Рассмотрены вопросы корректировки погрешности датчиков, связанные с наличием перекрестной чувствительности датчиков. Представленные типовые схемы включения датчиков и исполнения схемы питания. Выведена формула для расчёта концентрации газа. Использование нескольких датчиков для дыхательной диагностики позволяет повысить точность измерения и тем самым снизить количество ложноположительных и ложноотрицательных результатов исследования. Рассмотренная система предлагается к использованию лечебных, лечебно-профилактических учреждениях, а также на дому. Система может применяться для экспресс-диагностики хеликобактериоза, для периодического контроля эффективности назначенного лечения, а также для самостоятельной диагностики пациентом.

*Ключевые слова:* *Helicobacter pylori*, диагностика, уреазы, измерительная система

## NODES AND ELEMENTS OF ELECTRONIC MEASUREMENT SYSTEM FOR BREATH DIAGNOSIS OF HELICOBACTER PYLORI INFECTION

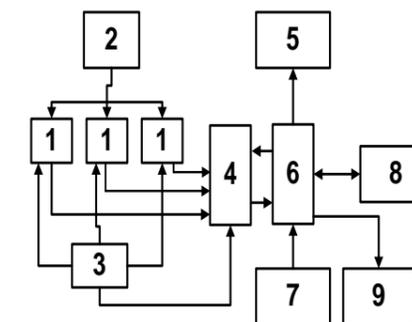
*Helicobacter pylori* (*H. pylori*) is a spiral gram-negative bacterium which infects different areas of stomach and duodenum. A lot of stomach and duodenum ulcer and gastritis cases are etiologically connected to *H. pylori* infection, such as probably some cases of stomach lymphoma and stomach cancer. During its lifetime, the bacterium dissolves mucus that protects stomach, so aggressive gastric juice with enzymes gets to these unprotected areas. Moreover, the bacterium produces special toxins, which are capable of causing immune inflammation and abruption of stomach mucosa. In some cases *H. pylori* may otherwise cause recession of gastric acid production, which is also harmful and leads to atrophic gastritis with digestive system lesion. This is why development of express diagnosis measurement system is important, as the system allows to detect presence of *H. pylori* infection at early stages. This article describes system of express diagnosis of *H. pylori* infection based on measurement of concentration of urease produced by the bacterium. As a result of chemical reaction between urease and urea taken by patient, a gaseous ammonia is produced, which gets into air exhaled. By comparing the difference of ammonia concentration before and after urea adoption one can confirm stomach mucosa lesion caused by *H. pylori*. This method is simple in realization and excludes the possibility of contamination through medical instruments, because bioprobe () is not needed. Article also describes features of gas analysis system for proposed method realization. Issued are questions of sensors' error correction connected with presence of cross-sensitivity. Usage of several gas sensors for urea breath diagnosis allows to increase measurement accuracy and therefore lower the number of false-positive and false-negative results of diagnosis. The system reviewed is proposed to be applied at hospitals, health care facilities and for home use. It can be used for express diagnosis of *H. pylori* infection, for periodical control of prescribed treatment effectiveness and for self-diagnosis by patient.

*Keywords:* *Helicobacter pylori*, diagnosis, urease, measurement system

Среди современных методов диагностики хеликобактериоза наиболее перспективными являются неинвазивные. Один из таких методов – уреазный дыхательный тест. Модификации уреазного теста с полупроводниковыми датчиками газа, как правило, включают всего один датчик. Это приводит к увеличению погрешности при воздействии факторов окружающей среды, таких как примесные газы. В данной статье предлагается система уреазной диагностики, содержащая несколько датчиков газа, что позволяет скорректировать показания основного датчика аммиака по показаниям вспомогательных датчиков, чувствительных к другим газам, к которым перекрёстно чувствителен основной датчик.

Методы диагностики, основанные на изменении Структура системы показана на рис. 1.

процентного содержания уреазы в выдыхаемом воздухе, прочно заняли свою нишу среди широкого арсенала медицинских исследований [1]. Одним из их главных достоинств является неинвазивная природа диагностики, исключающая внесение ксенобиотиков в организм пациента через медицинский инструмент. Одной из самых простых реализаций дыхательной диагностики *H. pylori* является метод газоанализа с применением полупроводниковых датчиков газа [2]. Данный метод обладает хорошим соотношением «цена/качество диагностики», а также не требует дополнительных лабораторных процедур исследования. Ниже рассматриваются особенности конструкции узлов системы неинвазивной диагностики хеликобактериоза, построенной на полупроводниковых датчиках газа.



- 1 – полупроводниковый датчик газа;
- 2 – источник питания датчиков;
- 3 – источник опорного напряжения;
- 4 – аналого-цифровой преобразователь (АЦП);
- 5 – дисплей;
- 6 – микроконтроллер;
- 7 – клавиатура;
- 8 – интерфейс USB;
- 9 – флэш-карта.

Рис. 1. Структура системы дыхательной диагностики *H. pylori*

Датчики 1 помещены в резервуар, с обеих сторон закрытый клапанами. При выдыхании проба воздуха пациента попадает в резервуар, и там задерживается клапанами до следующего выдоха. Сигнал с датчиков попадает в блок усиления 4, где усиливается и фильтруется от помех, а затем на программируемый АЦП 5, где производится цифровая оценка уровня сигнала [3]. Оценочные данные передаются микроконтроллеру 7, который устанавливает коэффициент преобразования АЦП и блока усиления. Микроконтроллер также может запускать процедуру калибровки АЦП. Обработанные данные высвечиваются на дисплее 6. С помощью клавиатуры 8 обеспечивается управление функциями прибора. Пользователь может задать режим и параметры измерения, отправить данные по шине USB 9, либо записать результаты на флэш-карту 10.

Источник питания датчиков 2 используется в случае применения датчиков с «нагретым проводником» (hot wire), которые требуют для работы больших токов, чем пассивные датчики, изменяющие своё сопротивление. При применении последних используется источник опорного напряжения 3.

Интерфейс USB может быть использован для сбора и обработки данных на ПК, что может быть полезно для централизованного сетевого сбора статистики инфицированности.

Флэш-карта может быть использована в качестве дневника при ведении лечения, а также как временное хранилище данных при невозможности сбора последних с помощью ПК.

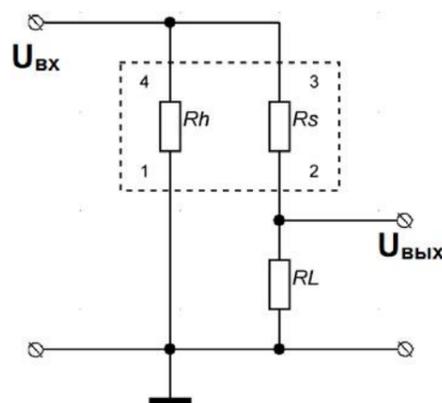


Рис. 2. Схема включения датчика TGS2620

Номинал сопротивления датчика в газе с концентрацией этанола в 300 миллионных долей по объёму (далее м.д.) составляет от 1 до 5 кОм. Напряжения, подаваемые на нагревательный элемент и измери-

В приборе предполагается использовать несколько датчиков, что связано с наличием перекрёстной чувствительности, и может оказать влияние на результаты эксперимента.

Для анализа выдыхаемого воздуха выбраны датчики фирмы Figaro [4], выполненные с применением технологий печатного нанесения компонентов, что снижает энергопотребление.

Известна система газоанализа выдыхаемого воздуха (патент РФ № RU 2373850, Козлов А.В.), которая включает измерительный преобразователь, пробозаборный капилляр, систему пробоподвода, выводящий капилляр, блок аналоговой обработки и усиления, электронно-аналитический блок и блок отображения информации. Согласно патенту, для измерения концентрации газа применяется один датчик, что создаёт условия для возможности влияния посторонних газов на результат измерения. В данной статье рассматривается система, имеющая в своём составе помимо основного датчика несколько вспомогательных, что позволяет корректировать влияние сторонних газов.

Датчик TGS2620 предназначен для измерения концентрации органических растворителей, и, в частности, паров алкоголя в газовой смеси.

Схема подключения датчика приведена на рис. 2. Здесь  $R_h$  – сопротивление спирали нагрева датчика;  $R_s$  – сопротивление чувствительного элемента датчика;  $R_L$  – сопротивление нагрузки. Питание на нагревательный и чувствительный элементы подаётся непрерывно. При данном режиме работы энергопотребление нагревательного элемента составляет 210 мВт.

тельную часть схемы, согласно документации равны и имеют уровень в 5 В. На рис. 3 приведена зависимость относительного изменения сопротивления датчика от концентрации газа.

Здесь  $R_0$  – сопротивление датчика в воздухе.  $R_s$  – сопротивление датчика при воздействии на него газа. Величина  $R_s/R_0$  характеризует уменьшение сопротивления чувствительного элемента датчика с ростом концентрации газа.

С ростом концентрации газа, к которому чувствителен датчик, сопротивление последнего

уменьшается. Пределы измерения, указанные производителем – от 50 до 5000 м.д.. При этом в присутствии 50 м.д. газа относительное сопротивление датчика равно 3,5 частям от сопротивления в присутствии 300 м.д. этанола, а в 5000 м.д. – 0,08 частей.

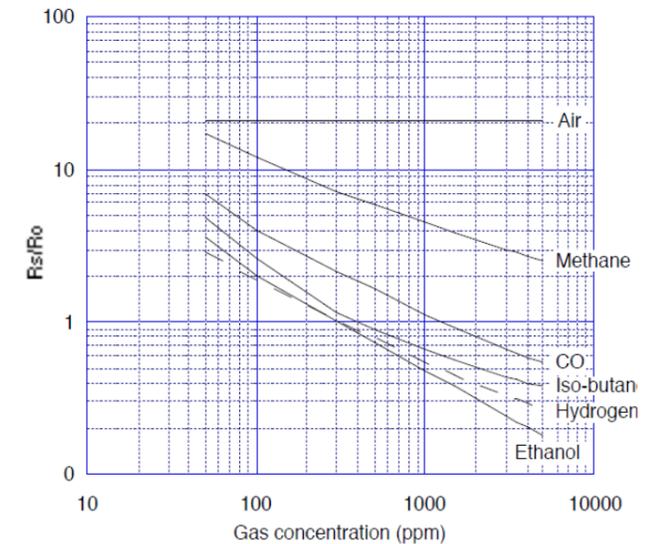


Рис. 3. Зависимость выходного сигнала датчика TGS2620 от концентрации газов

Несмотря на то, что конструкция прибора предусматривает осушение воздуха [5], выдыхаемого пациентом, при эксплуатации неизбежно старение осушающего агента и ухудшение его свойств. Воздух с различной влажностью вызывает отклонения в показаниях датчиков. По этой причине необходимо

при проведении исследования измерять влажность поступающего на анализ воздуха.

Влияние влажности воздуха на измерение более существенно, чем влияние температуры, поскольку прибор предполагается использовать в лабораторных условиях, где температурные изменения незначительны.

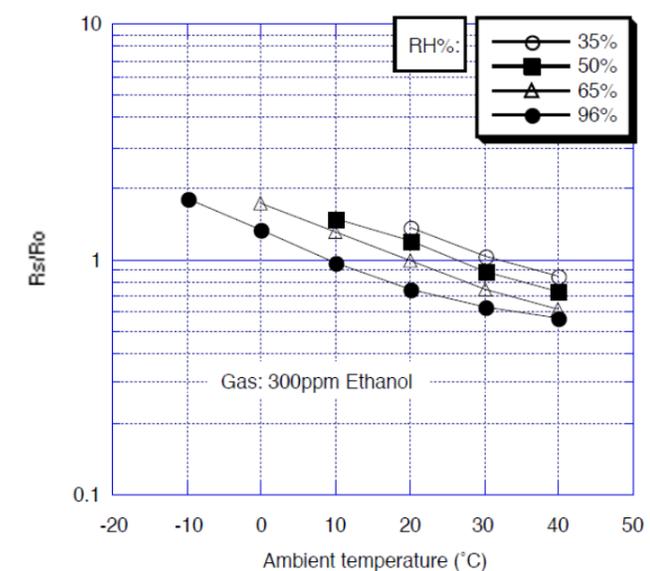


Рис. 4. Влияние влажности на характеристики датчика TGS2620

В качестве датчика влажности выбран НН-4000-001 от Honeywell. Он обладает хорошими характеристиками повторяемости результатов ( $\pm 0,5\%$ ), также производителем предоставлена формула компенсации температурной погрешности датчика. При напряжении питания в 5 В ток потребления датчика не превышает 500 мкА.

К точности источников питания датчиков не предъявляется серьёзных требований, поскольку нагревательный элемент датчиков обладает инерционностью, которая позволяет сгладить небольшие кратковременные отклонения напряжения от заданного при наличии переходных процессов.

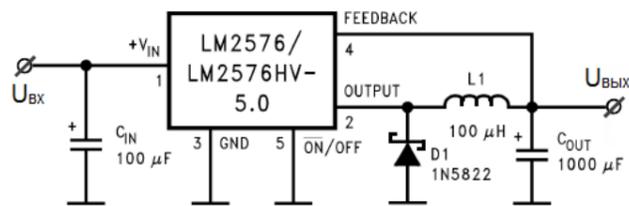


Рис. 5. Схема включения стабилизатора напряжения LM2576

Для каждого из трёх датчиков применим в качестве источника опорного напряжения LT1027 от Linear Technology. Данная микросхема обладает малым температурным дрейфом напряжения (не более 2 м.д./°С), а также предусматривает точную подстройку выходного напряжения внешним резистором.

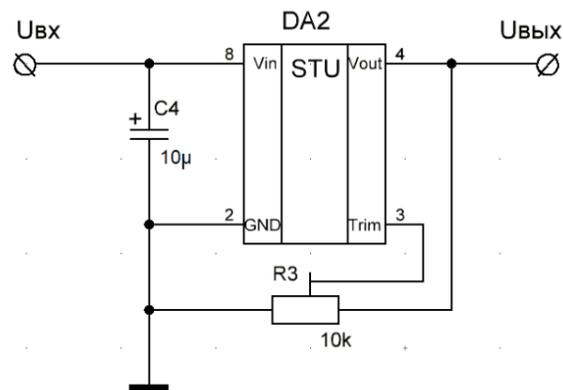


Рис. 6. Схема включения источника опорного напряжения LT1027

Аналогово-цифровой преобразователь (АЦП) служит для цифровой оценки уровня сигнала датчика в пределах установленной шкалы [7].

В качестве АЦП выбран AD7706. В данном АЦП содержится программируемый усилитель напряжения, что позволяет при необходимости более точно оценивать значение аналоговой величины. Интегральная нелинейность шкалы составляет

Т.к. датчики потребляют небольшой ток, можно применить стабилизаторы напряжения в SMD-исполнении, что позволит уменьшить габариты устройства и снизить тепловые потери энергии [6]. При суммарном потреблении датчиков до 500 мА можно применять типовую схему включения с линейными стабилизаторами напряжения. При увеличении количества вспомогательных датчиков и выходе тока потребления за 500 мА рекомендуется применять импульсные стабилизаторы напряжения, например, LM2576. На рис. 5 показана типовая схема включения LM2576.

Для датчика влажности источник опорного напряжения также является источником питания. Схема включения источника опорного напряжения показана на рис. 6. Номера выводов приведены для SOP-корпуса.

0,003%. Также АЦП способен к самостоятельной калибровке шкалы для устранения смещения нуля и других погрешностей.

Схема включения АЦП приведена на рис. 7. По включении прибора необходимо сконфигурировать порты ввода-вывода микроконтроллера и инициализировать периферийные устройства.

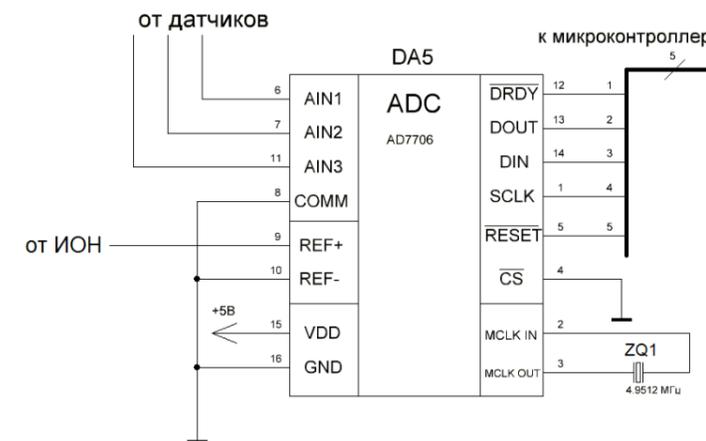


Рис. 7. Схема включения АЦП AD7706

Для расчёта концентрации газа по измеренным значениям выходного напряжения датчика необходимо установить коэффициенты преобразования для данной схемы. Кривая зависимости сопротивления датчика от концентрации газа имеет вид прямой на логарифмическом графике. В линейных координатах такая зависимость будет иметь вид:

$$\frac{R_s}{R_0} = -k \cdot \log_{10} C + b, \quad (1)$$

где  $k$  и  $b$  – коэффициенты пропорциональности,  $C$  – концентрация газа в м.д.

Коэффициенты пропорциональности можно найти исходя из известных значений относительного сопротивления при разных концентрациях, т.е. решив систему уравнений:

$$\begin{cases} 0,8 = -k \cdot \log_{10} 1 + b; \\ 0,08 = -k \cdot \log_{10} 30 + b. \end{cases} \quad (2)$$

Решая систему уравнений (2) получаем  $k=0,487$  (1/м.д.);  $b=0,800$ . Выразим  $C$ :

$$C = 10^{\frac{b - R_s/R_0}{k}}. \quad (3)$$

Чтобы получить значение концентрации из выходного напряжения датчика, используем формулу

$$U_{\text{вых}} = \frac{U_{\text{ax}} \cdot R_L}{R_s + R_L}, \text{ где } U_{\text{ax}} \text{ – напряжение питания датчика; } U_{\text{вых}} \text{ – выходное напряжение датчика согласно рис. 2.}$$

Учтём при этом, что:

$$R_s = \left( \frac{R_s}{R_0} \right) \cdot R_0. \quad (4)$$

Тогда:

$$U_{\text{вых}} = \frac{U_{\text{ex}} \cdot R_L}{\left(\frac{R_S}{R_0}\right) \cdot R_0 + R_L} \quad (5)$$

Выражаем величину  $(R_S/R_0)$ :

$$\frac{R_S}{R_0} = \frac{R_L \cdot (U_{\text{ex}} - U_{\text{вых}})}{R_0 \cdot V_{\text{OUT}}} \quad (6)$$

Подставляя в выражение для вычисления концентрации, получаем:

$$C = 10^{\frac{b \cdot \frac{R_L \cdot (U_{\text{ex}} - U_{\text{вых}})}{R_0 \cdot V_{\text{OUT}}}}{k}} \quad (7)$$

Для компенсации температурной погрешности датчика влажности производитель предоставляет корректуру по измеренному значению влажности:

$$RH = \frac{RH_{\text{измер.}}}{-0,0000011 \cdot T^2 + 0,000044 \cdot T + 1,0305000} \quad (8)$$

где  $RH_{\text{измер.}}$  – измеренная датчиком относительная влажность,  $RH$  – скорректированное значение относительной влажности. Линейная функция преобразования датчика влажности выражается формулой:

$$V_{\text{OUT}} = 0,032 \cdot RH_{\text{измер.}} + 0,580. \quad (9)$$

Выразим  $RH_{\text{измер.}}$ :

$$RH_{\text{измер.}} = \frac{U_{\text{вых}} - 0,580}{0,032} \quad (10)$$

Тогда:

$$RH = \frac{U_{\text{вых}} - 0,580}{-3,520 \cdot 10^{-8} \cdot T^2 + 1,408 \cdot 10^{-6} \cdot T + 0,033} \quad (11)$$

По рекомендации производителя «эталонное» сопротивление датчика  $R_0$  измеряется при температуре 20 °C и 65% относительной влажности воздуха. Если принимать во внимание то, что влажность воздуха меняется медленно в сравнении с концентрацией газа, то можно считать, что величина  $R_S/R_0$  в данном случае играет роль поправочного коэффициента.

Тогда можно переписать:

$$K_{RH} = -0,712351 \cdot \ln(x) + 0,006833 \cdot x + 3,160880. \quad (12)$$

Применяя к вычислению концентрации газа в воздухе, перепишем:

$$C = 10^{\frac{b \cdot \frac{R_L \cdot (U_{\text{ex}} - U_{\text{вых}})}{R_0 \cdot V_{\text{OUT}}} \cdot K_{RH}}{k}} \quad (13)$$

### Заключение

Предлагается система неинвазивной диагностики поражения ЖКТ пациента бактерией *H.pylori* позволит существенно ускорить процедуру обследования, а использование нескольких датчиков в блоке первичного преобразователя снизит вероятность постановки неверного диагноза.

Система компактна, в ней применяются широко распространённые компоненты. Для проведения обследования не требуется расходных материалов или специальных технических средств.

### Список литературы

1. Методы диагностики хеликобактериоза [Текст]/ под ред. Козлова А. В., Новиковой В. П. – СПб.: «Диалектика», 2008. – 88 с.
2. Корниенко Е.А. Неинвазивные методы диагностики инфекции, вызванной *Helicobacter pylori* [Текст]/ Е.А. Корниенко, В.Е. Милейко, В.А. Самокиш и др.// Педиатрия. – 1999. – №1. – С.37-41.
3. Гусев В.Г., Гусев Ю.М. Электроника и микропроцессорная техника [Текст]/ В.Г. Гусев, Ю.М. Гусев. – М.: КНОРУС, 2013. – 800 с.
4. Сайт компании Figaro. [Электронный ресурс]. – URL: <http://www.figarosensor.com>.
5. Матанцев А.Б. Система диагностики хеликобактерной инфекции [Текст]/ А.Б. Матанцев, Ю.О. Уразбахтина, В.Х. Ясовеев // Высокие технологии, фундаментальные и прикладные исследования в физиологии и медицине: 5-я Междунар. науч.-практ. конф. (Санкт-Петербург, 14-15 нояб. 2013). – СПб.: СПбГПУ, 2013. – С. 142 – 143.
6. Активные SMD-компоненты [Текст]/ Е.Ф. Турута. – СПб.: «Наука и техника», 2006. – 544 с.
7. Матанцев А.Б. Система неинвазивной диагностики хеликобактериоза [Текст]/ А.Б. Матанцев, Ю.О. Уразбахтина, В.Х. Ясовеев // Вестник УГАТУ. – 2014. – Т. 18. – № 1 (62). – С. 69-73.

Созданные аппаратные решения направлены на улучшение качества исследования, минимизацию системы и повышению её конкурентоспособности. Они позволят расширить область применения неинвазивной дыхательной диагностики хеликобактериоза и сократить время на постановку диагноза.

Математическая модель, синтезированная для вычисления концентрации аммиака, позволяет корректировать показания датчика газа и уменьшить погрешность измерения.

### References

1. Metody diagnostiki helikobakterioza [Tekst]/ pod red. Kozlova A. V., Novikovej V. P. – SPb.: «Dialektika», 2008. – 88 p.
2. Kornienko E.A. Neinvazivnye metody diagnostiki infekcii, vyzvannoj Helicobacter pylori [Tekst]/ E.A. Kornienko, V.E. Milejko, V.A. Samokish i dr.// Peditrija. – 1999. – №1. – S.37-41.
3. Gusev V.G., Gusev Ju.M. Jelektronika i mikroprocessornaja tehnika [Tekst]/ V.G. Gusev, Ju.M. Gusev. – M.: KNORUS, 2013. – 800 p.
4. Sajt kompanii Figaro. [Jelektronnyj resurs]. – URL: <http://www.figarosensor.com>.
5. Matancev A.B. Sistema diagnostiki helikobakternoj infekcii [Tekst]/ A.B. Matancev, Ju.O. Urazbahtina, V.H. Jasoveev // Vysokie tehnologii, fundamental'nye i prikladnye issledovanija v fiziologii i medicine: 5-ja Mezhdunar. nauch.-prakt. konf. (Sankt-Peterburg, 14-15 nojab. 2013). – SPb.: SPbGPU, 2013. – P. 142 – 143.
6. Aktivnye SMD-komponenty [Tekst]/ E.F. Turuta. – SPb.: «Nauka i tehnika», 2006. – 544 p.
7. Matancev A.B. Sistema neinvazivnoj diagnostiki helikobakterioza [Tekst]/ A.B. Matancev, Ju.O. Urazbahtina, V.H. Jasoveev // Vestnik UGATU. – 2014. – T. 18. – № 1 (62). – P. 69-73.