

# КОМП'ЮТЕРНІ ЗАСОБИ, МЕРЕЖІ ТА СИСТЕМИ

---

*Состав выдыхаемого воздуха как результат биохимических процессов в организме человека несет много важной информации. Современное состояние разработок интеллектуальных устройств типа «электронный нос» позволяет использовать их для диагностики некоторых заболеваний человека, сопровождающихся наличием специфических запахов. Разработка методики диагностики и портативных приборов индивидуального пользования на базе полупроводниковых мультисенсоров с микропроцессором и соответствующим программным обеспечением дает возможность сделать доступными для пациентов индивидуальные приборы оперативного контроля состояния их здоровья.*

© С.И. Лукаш, В.Ю. Перетяцько,  
2004

УДК 621.37:681.5

С.И. ЛУКАШ, В.Ю. ПЕРЕТЯТЬКО

## КОМПЬЮТЕРНАЯ СИСТЕМА ОПРЕДЕЛЕНИЯ АЦЕТОНА В ВОЗДУХЕ ДЫХАНИЯ

**Введение.** На Украине насчитывается до 800 тысяч больных сахарным диабетом. Постоянный контроль уровня глюкозы в крови – жизненная потребность этой категории больных. Для повышения качества жизни больных, особенно детей, необходимы устройства для неинвазивного определения глюкозы.

До настоящего времени устройства для неинвазивного определения глюкозы в крови с удовлетворяющими требованиям характеристиками практически не созданы. В большинстве случаев причинами неудач является выбор методов, на основе которых пытаются создать устройства для прямого определения глюкозы в крови.

Для решения проблемы можно использовать метод на основе анализа неинвазивно измеренного параметра, хорошо коррелирующего с концентрацией глюкозы в крови.

Одним из таких параметров для построения корреляционных зависимостей и неинвазивного определения глюкозы может быть концентрация ацетона в составе выдыхаемого человеком воздуха [1].

В работе представлены результаты измерений запаха ацетона в выдыхаемом пациентом воздухе, выполненные на серийно изготовленных полупроводниковых газовых мультисенсорах и компьютерном комплексе со встроенным микропроцессором для управления и программной обработки первичного информационного сигнала.

**Методика.** Ацетон как продукт метаболических процессов в организме постоянно присутствует в составе выдыхаемого воздуха на уровне 1-3 мг/м<sup>3</sup>. В норме у здоровых

людей измеренная концентрация глюкозы в крови составляет 4-8 ммоль/л и коррелирующее значение концентрации ацетона в этом случае не превышает  $3-5 \text{ мг/м}^3$ . У людей, болеющих сахарным диабетом с компенсированной кетонемией, концентрация ацетона может достигать  $8-10 \text{ мг/м}^3$ .

Для проведения эксперимента была собрана установка, блок-схема газовой системы которой и ее общий вид представлены на рис. 1, а, б. Подобная газовая система и принцип работы газового полупроводникового мультисенсора описаны в предыдущих работах авторов [2]. Объем измерительного оборудования составил  $1,5 \pm 0,1 \text{ л}$ .

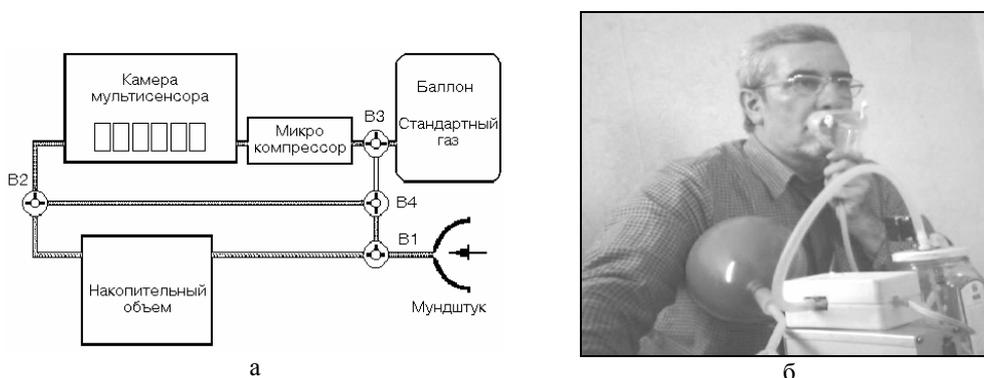


РИС. 1

В состав оборудования входят: мундштук для дыхания, накопительный объем, мультисенсор в измерительной камере, микрокомпрессор для создания циркуляции воздуха в системе, баллон со стандартным газом для промывки системы и ее предварительной калибровки, вентили В. Блоки предварительной обработки сигналов и компьютер с программным обеспечением также входят в состав оборудования (на блок-схеме не показаны). Был использован мультисенсор с тремя чувствительными слоями 1000/3000/7000 по номенклатуре фирмы-изготовителя, обозначаемыми в дальнейшем  $S_1, S_2, S_3$  [3]. В таком мультисенсоре конструктивно в одном корпусе на общей подложке расположены три разных полупроводниковых чувствительных слоя и нагреватель. Рабочий режим создается программированным нагревом слоев от  $50$  до  $400 \text{ }^\circ\text{C}$  с последующим охлаждением до начальной температуры за время одного цикла.

Перед измерениями систему промывали стандартным газом и выполняли калибровку сенсоров. В процессе калибровки было проведено обезгаживание и уточнены параметры рабочего режима. Условия в помещении при измерениях были постоянными: температура –  $22 \pm 2 \text{ }^\circ\text{C}$ , влажность –  $65 \%$ , давление –  $740 \text{ мм. рт. ст.}$

**Результаты и обсуждение.** Для проверки условий стабилизации режима работы устройства и сенсоров на протяжении нескольких дней непрерывно в тече-

ние часа после включения записывали информационный сигнал от всех чувствительных слоев. Соответственно представлению, что  $S_{T=T_{\Phi}} = f(t)$  и 1 цикл = 3 мин, были проведены последовательные записи состояния воздуха для трех слоев:  $S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$  сенсора на фиксированных температурах  $T_{\Phi}$ , равных 100, 150, 200, 250, 300, 350 и 400 °С. На рис. 2 показана зависимость для слоя  $S_2$  (для других слоев  $S_1$  и  $S_3$  зависимость имеет подобную тенденцию).

Оценка стабилизации режима работы устройства определялась по  $\delta_{cm}$  - уровню относительного изменения двух последовательных измерений первичного информационного сигнала сенсора:

$$\delta_{cm} = \left| \frac{S_{k+1} - S_k}{S_k} \right| \cdot 100\% \quad (1)$$

Здесь  $k$  – номер цикла, в котором был измерен сигнал сенсора в течение времени эксперимента. Критерием достижения стабилизации для данного оборудования является уровень в 3–5 %.

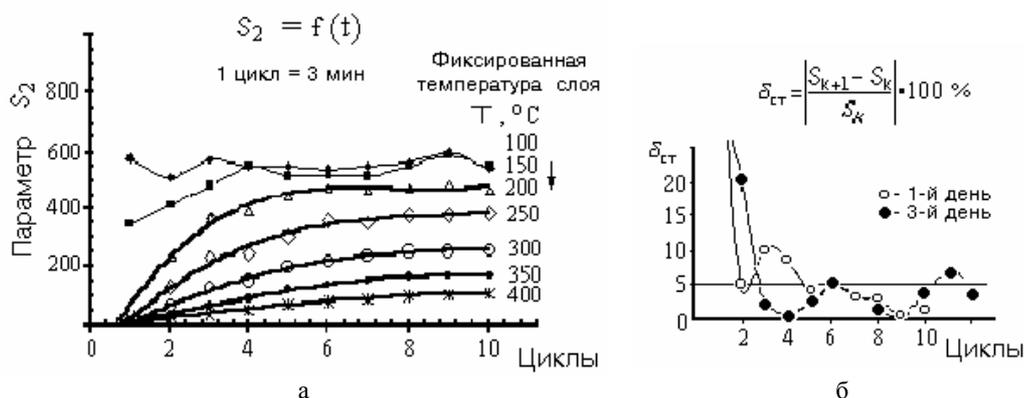


РИС. 2

На рис. 2, а маркерами показаны зависимости сигнала от времени работы устройства. Для температур нагревателя 100 и 150 °С экспериментальные точки соединены сплайном, для остальных температур подобрана аппроксимирующая функция. Уровень стабилизации режима работы устройства оценивался по временной зависимости параметра  $S_2$  при фиксированной температуре нагревателя  $T_{\Phi}=200$  °С. Анализ показывает (рис. 2, б), что приемлемый уровень сигнала для температур разогрева чувствительного слоя выше 200 °С устанавливается спустя 4 – 6 циклов работы устройства. Для более низких температур значение сигнала нестабильно.

Экспериментальные зависимости  $S_i(t)$  в интервале температур 200...400 °С с высокой достоверностью ( $R^2 > 0,98$  – показатель определенности, который от-

ражает близость значений линии тренда к фактическим данным) могут быть аппроксимированы по методу Гаусса кубическим полиномом вида

$$y = a_0 + a_1x + a_2x^2 + a_3x^3. \quad (2)$$

Значения коэффициентов полинома представлены в табл. 1.

ТАБЛИЦА 1

T, °C	a <sub>0</sub>	a <sub>1</sub>	a <sub>2</sub>	a <sub>3</sub>	R <sup>2</sup>
200	- 158.9	256.23	- 33.975	1.4764	0.9854
250	- 126.43	157.16	- 17.046	0.6436	0.9873
300	- 72.587	82.182	- 6.6989	0.1758	0.9971
350	- 24.231	31.562	- 0.1222	-0.1096	0.9969
400	- 6.2458	15.119	+ 0.3005	-0.0661	0.9962

При обработке и интерпретации результатов измерений использовали следующую математическую модель. Определение изменений состава газовой среды осуществляется путем сравнения сигналов сенсора в анализируемом газе  $S_{ia}$  и в референтном эталонном газе  $S_{ie}$ . Индекс  $i=1,2,3$  соответствует одному из трех чувствительных слоев в конструкции мультисенсора. В данной задаче для максимального приближения к реальным условиям эталонной газовой смесью был воздух помещения.

Первичный информационный сигнал сенсора  $S_i$  зависит: 1) от температуры  $T_i$  нагрева чувствительного слоя  $i$ ; 2) температуры  $T_v$ , влажности  $H_v$  и давления  $P_v$  среды в измерительном объеме; 3) наличия в объеме газа концентрации  $C_g$ , к которому чувствителен слой  $i$  сенсора.

Полагая, что действия факторов независимы, в общем виде это можно представить следующим образом:

$$S_i = f(T_s, T_v, H_v, P_v, C_g) = S_i(T_s) + S_i(T_v) + S_i(H_v) + S_i(P_v) + S_i(C_g), \quad (3)$$

или

$$S_i = S_{io} + S_i(C_g), \quad (4)$$

где  $S_{io} = S_i(T_s) + S_i(T_v) + S_i(H_v) + S_i(P_v)$  - те составляющие сигнала сенсора, на которые определяемый газ не влияет.

Тогда в случае записи сигнала сенсора в воздухе  $C_g = C_{air}$  или в воздухе с добавкой ацетона  $C_g = C_{air} + C_{ac}$  для обнаружения изменений достаточно определить разницу в сигналах:

$$\Delta S_i = S_i(C_{air} + C_{ac}) - S_i(C_{air}). \quad (5)$$

Если погрешности оборудования и методики известны, то этого результата достаточно для экспертного вывода.

Если погрешности а priori принимаются примерно равными 10 %, что типично и приемлемо для газовых измерений [4], то надежнее подсчитать относительное изменение  $L_i$ :

$$L_i = \frac{\Delta S_i}{S_i} = \frac{S_i(C_{air} + C_{ac})}{S_i(C_{air})} - 1 . \quad (6)$$

Здесь индекс  $i$  соответствует номеру выбранного чувствительного слоя, а индексы  $air$  и  $ac$  показывают принадлежность к воздуху или ацетону соответственно. Эта формула позволяет оценить достоверность результата при установленном 95-процентном уровне надежности.

Сигнал сенсора  $L^A$  в зависимости от концентрации определяемого газа  $C^A$  можно представить выражением

$$L^A = b_0 + b_1 C^A + b_2 (C^A)^2 + \dots , \quad (7)$$

где  $b_0, b_1, b_2$  - коэффициенты.

В первом приближении отношение регистрируемых сигналов прямо пропорционально отношению концентраций определяемого газа в газовой смеси:

$$\frac{L_{обр1}^A}{L_{обр2}^A} = \frac{C_{обр1}^A}{C_{обр2}^A} , \quad (8)$$

где  $L_{обр1}^A, L_{обр2}^A, C_{обр1}^A, C_{обр2}^A$  - сигналы сенсора при концентрациях 1 и 2 определяемого газа А.

На рис. 3, а показан ход зависимости сигнала  $L^A$  двух слоев мультисенсора для концентраций ацетона:  $C_1=0,05$  и  $C_2=0,1$  об.%. Экспериментально полученные значения также были аппроксимированы полиномом 3-й степени.

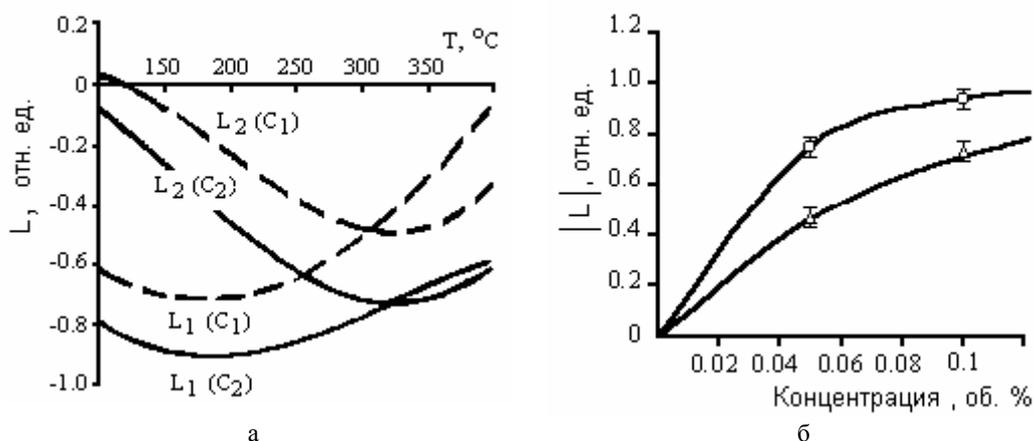


РИС. 3

В табл. 2 представлены коэффициенты аппроксимирующих функций параметров  $L(T)$  для кривых на рис.3, а при разных концентрациях аналитического газа.

ТАБЛИЦА 2

Сенсор	Концентрация об. %	$a_0$	$a_1$	$a_2$	$a_3$	$R^2$
1	0.05	-0.1596	-0.0065	$2.06 \times 10^{-5}$	$-9.75 \times 10^{-9}$	>0.99
	0.1	-0.2291	-0.0084	$3.15 \times 10^{-5}$	$-3.2 \times 10^{-8}$	>0.99
2	0.05	-0.0254	0.0035	$-3.5 \times 10^{-5}$	$6.1 \times 10^{-8}$	>0.99
	0.1	0.1605	-0.0008	$-2.1 \times 10^{-5}$	$4.6 \times 10^{-8}$	>0.99

Изменение электронного состояния полупроводникового чувствительного слоя связано с процессом адсорбции молекул аналитического газа на его разогретой поверхности [5–7] и имеет ограничение. Это должно проявиться в нелинейном характере концентрационной зависимости сигнала  $L^A$ . На рис. 3, б по математической модели выполнена аппроксимация зависимости параметров  $L_1$  (маркер – о) и  $L_2$  (маркер – Δ) от концентрации ацетона, точки маркеров – усредненные экспериментальные значения с выбранной погрешностью в 5%. Аппроксимирующие функции имеют вид

$$L_{\max}^A = A(1 - \exp(-cC_{ac})) . \quad (9)$$

Здесь  $A=1$ ,  $c = 28$  и  $12.5$  для слоев сенсора  $S_1$  и  $S_2$  соответственно.

Для формирования набора признаков, позволяющих выделить и распознать требуемый газ, согласно [8] были созданы класс А, соответствующий аналитическому газу ацетон, и подкласс типа сенсора. В качестве концентрационнoзависимых признаков, которые позволяют идентифицировать аналитический газ, можно выбрать величину и координату положения абсолютного максимума зависимости  $L(T)$ , значения коэффициентов аппроксимирующих функций. Путем компьютерной обработки данных определена температура нагревателя, соответствующая максимальному значению параметра  $L_i^A$ .

Такие признаки как знак параметра и тип создаваемых в полупроводнике состояний (донорных или акцепторных), условно названных здесь термином реакция, являются характеристиками взаимодействия молекул газа с полупроводником и могут служить для распознавания данного газа в качестве идентификаторов. В табл. 3 представлены перечисленные признаки.

Для заданной погрешности методики и оборудования с учетом чувствительности слоев на графике рис. 3, б можно установить минимальный порог определяемой концентрации ацетона – 0,01-0,02 об. %.

Все выполненные в работе расчеты проводились по разработанным авторами алгоритмам и компьютерным программам [9].

ТАБЛИЦА 3

Класс	Подкласс	Сенсор	Концентрация об. %	Признаки		
				$T_{\text{макс}}$ , °C	$L_{1\text{макс}}$ отн. ед.	Реакция, (+, -)
А	I	1	0.05	170	0.75	-
		1	0.1	170	0.94	-
	II	2	0.05	325	0.47	-
		2	0.1	325	0.74	-

**Выводы.** Выполненные эксперименты и анализ результатов показывают, что при использовании чувствительных полупроводниковых газовых сенсоров и соответствующей компьютерной системы регистрации и обработки данных возможно определение запаха ацетона в выдыхаемом пациентом воздухе даже при его низких концентрациях. Развитие разработанного подхода для более полного анализа состава воздуха позволит провести раннюю диагностику тех заболеваний человека, которые сопровождаются выделением специфического запаха.

1. *Мазовецкий А.Г., Великов В.К.* Сахарный диабет. – М.: Медицина, 1987. – 288 с.
2. *Лукаш С.И., Алрс Х., Райш Р.* Исследование изменения параметров сенсоров в устройстве газового анализатора в процессе измерений // УСиМ. – 2001. – № 3. – С. 279–285.
3. *Прспект* фирмы UST UMWELTSENSORTECHNIK GmbH, DBR, 1999. – 14 p.
4. *Методы и приборы газового анализа:* Сб. науч. тр.; – Киев: ВНИИАП, 1990. – 153 с.
5. *Волькенштейн Ф.Ф.* Электронные процессы на поверхности полупроводников при хемосорбции. – М.: Наука, 1987. – 432 с.
6. *Таланчук П.М., Мороз О.С.* Теорія напівпровідникових сенсорів. Ч. 1.– К., 1997. – 56 с.
7. *Пека Г.П., Стріха В.І.* Поверхневі та контактні явища у напівпровідниках.– К.: Либідь, 1992.– 240 с.
8. *Алерс Х., Гладун В., Лукаш Л., Лукаш С.* Принципы формирования пространства признаков для задачи распознавания газов в атмосфере при помощи программного обеспечения "CONFOR" // Искусственный интеллект. – Донецк, 1999. – № 2. – С. 386–391.
9. *Лукаш С.І. Перетяцько В.Ю.* Комп'ютерна програма попередньої обробки даних. Свід. ПА № 4461 від 03.07.2001.

Получено 26.02.2004