

УДК 541.135:543.062

## ГАЗОЧУВСТВИТЕЛЬНЫЕ СЕНСОРЫ НА ОСНОВЕ СОЕДИНЕНИЙ TCNQ

*Ю. Л. Александров<sup>1</sup>, А. П. Поспелов<sup>1</sup>, А. С. Заика<sup>2</sup>,  
В. А. Стрелец<sup>3</sup>, Г. В. Камарчук<sup>2</sup>*

1 – Национальный технический университет “Харьковский политехнический институт”,  
г. Харьков, ул. Фрунзе, 21, 61002, Украина;

2 – Физико-технический институт низких температур им. Б.И.Веркина НАНУ,  
г. Харьков, пр. Ленина, 47, 61103, Украина;

3 – Национальный научный центр “Институт метрологии”,  
г. Харьков, ул. Мироносицкая, 42, 61002, Украина  
Тел: +38(057)7076661; e-mail: ulalexandrov@kpi.kharkov.ua

### Аннотация

#### ГАЗОЧУВСТВИТЕЛЬНЫЕ СЕНСОРЫ НА ОСНОВЕ СОЕДИНЕНИЙ TCNQ

*Ю. Л. Александров, А. П. Поспелов, А. С. Заика, В. А. Стрелец, Г. В. Камарчук*

В работе проиллюстрированы высокая чувствительность и избирательность газовых сенсоров пассивного типа на основе соединений TCNQ. Проведен сопоставительный анализ отклика сенсора на действие различных газов и паров воды. Показано, что амплитуда отклика и параметры быстрого действия в среде газа, выдыхаемого человеком, более чем на 1-2 порядка превышают соответствующие уровни сигналов при воздействии других агентов. Это свидетельствует о высокой чувствительности исследованных сенсоров по отношению к данной биологической среде.

**Ключевые слова:** газовый сенсор, 7,7,8,8-тетрацианохинодиметан (TCNQ), проводимость, выдыхаемый газ, чувствительность.

### Анотація

#### ГАЗОЧУТЛИВІ СЕНСОРИ НА ОСНОВІ СПОЛУК TCNQ

*Ю. Л. Александров, О. П. Поспелов, О. С. Заїка, В. О. Стрілець, Г. В. Камарчук*

В роботі проілюстровані висока чутливість та вибірковість газових сенсорів пасивного типу на основі сполук TCNQ. Проведений порівняльний аналіз відгуку сенсора на дію різних газів і парів води. Показано, що амплітуда відгуку і параметри швидкодії в середовищі газу, який видихає людина, більш ніж на 1 – 2 порядки перевищує відповідні рівні сигналів при впливі інших агентів. Це свідчить про високу чутливість досліджених сенсорів по відношенню до даного біологічного середовища.

**Ключові слова:** газовий сенсор, 7,7,8,8-тетрацианохінодиметан (TCNQ), провідність, видихуваний газ, чутливість.

## Summary

### GAS-SENSITIVE SENSORS BASED ON TCNQ DERIVATIVES

*Yu. L. Alexandrov, O. P. Pospyelov, A. S. Zaika, V. A. Strelets, G. V. Kamarchuk*

High sensitivity and selectivity of gas sensor based on TCNQ compounds have been illustrated. The comparative analysis of the sensor response to the action of various gases and water vapour has been performed. It is shown that amplitude and speed of sensor response to the action of breath gas exceed those to the action of other gases agents by more than 1-2 orders of magnitude. It testifies about high sensitivity of the sensors under investigation to this biological media.

**Keywords:** gas sensor, 7,7,8,8- tetracyanoquinodimethane (TCNQ), conductivity, breath gas, sensitivity.

## 1. Введение

Создание сенсоров нового поколения для контроля газовых сред является одним из перспективных направлений междисциплинарной научно-технической деятельности [1]. Совершенствование этих устройств осуществляется как в направлении разработки новых методов определения концентрации газов, так и путем создания новых материалов. Среди материалов с уникальными физико-химическими свойствами, способными обеспечить высокие метрологические характеристики, особое место занимают синтетические органические соединения. Эти вещества в ближайшее время могут существенным образом пополнить арсенал средств сенсорной техники [2].

К одному из наиболее известных классов органических проводящих соединений относятся производные 7,7,8,8-тетрацианохинодимера (TCNQ). Характерной особенностью кристаллической структуры этих веществ является упаковка молекул в стопки. Расстояния между молекулами TCNQ в стопке намного меньше, чем расстояния между стопками. Таким образом, в структурном аспекте комплексы TCNQ представлены системой линейных цепочек регулярно упакованных в трехмерном кристалле. Проводимость этих соединений обусловлена перемещением электронов вдоль стопок. Вероятность электронных переходов между стопками существенно ниже. Такой квазиодномерный характер проводимости кристаллов определяет ее сильную зависимость от распределения электронной плотности, которое, в свою очередь существенно изменяется при адсорбционных процессах. Это обусловило интерес исследователей и разработчиков сенсорной техники к соединениям на основе TCNQ [3]. В частности, нами были проведены исследова-

ния, в результате которых обнаружена высокая чувствительность и избирательность сенсоров на основе соединений TCNQ к действию внешних агентов разной природы [4]. В дальнейшем были открыты новые свойства данного класса веществ, а именно, эффект высокой чувствительности по отношению к компонентам газа, который выдыхает человек [5].

Проблема анализа выдыхаемого газа человека приобрела особую актуальность в последнее десятилетие в связи с реальной перспективой создания высокоэффективных неинвазивных методов диагностики состояния организма человека [6, 7]. Выдыхаемый газ человека является уникальной биологической газовой смесью, которая включает 400-600 летучих компонентов. Многие из этих веществ содержатся в выдыхаемом газе в небольших концентрациях (вплоть до следовых) и могут служить маркерами отклонения состояния организма от нормы. Исследование маркеров позволяет изучить динамику состава выдыхаемого газа [8, 9] и выявить изменения, связанные с определенными болезнями. На основе этих данных в последующем возможна разработка портативных приборов для широкого использования в клинической практике. Уникальные свойства сенсоров делают их одними из главных кандидатов для таких применений. В связи с этим изучение эффекта газовой чувствительности соединений TCNQ представляет большой интерес.

Целью данной работы является исследование особенностей взаимодействия сенсоров на основе соединений TCNQ с модельными газовыми средами, направленное на выяснение природы газовой чувствительности данного класса органических проводников и возможности применения их для анализа газа, выдыхаемого человеком.

## 2. Методика эксперимента

Конструкция созданных нами чувствительных элементов сенсоров базировалась на резистивном принципе регистрации отклика: сигнал сенсора формировался за счет изменения проводимости органического материала при его взаимодействии с компонентами анализируемого газа. Газочувствительный элемент сенсора выполнен в виде слоя сложной соли TCNQ с катионами N-алкилизохинолина  $[N-C_4H_9\text{-iso-Qn}](TCNQ)_2$ , нанесенного на диэлектрическую подложку [10]. Материал газочувствительного слоя контактировал с медными токоподводами, расположенными на диэлектрической подложке из стеклотекстолита. Газочувствительный материал наносился на подложку путем эвапорации растворителя из раствора соли TCNQ в ацетонитриле. Были изготовлены 12 образцов сенсоров, которые имели газочувствительный слой размером  $5 \times 0,2$  мм<sup>2</sup> и толщиной до 0,05 мм.

Изучалось изменение электрической проводимости образцов сенсоров под влиянием газовых сред. В измерительной схеме последовательно с сенсором были включены источник постоянного напряжения и высокоточный образцовый резистор. Действие газообразных веществ на соединение TCNQ приводило к увеличению проводимости и, соответственно, к повышению тока в цепи сенсора, что и обеспечивало возрастание падения напряжения на образцовом резисторе. Проводимость сенсора рассчитывалась с использованием результатов измерений падения напряжения на образцовом резисторе и тока, протекавшего в цепи сенсора.

Количественная оценка влияния влажности воздуха на сопротивление сенсора проводилась по методике, описанной в [11]. При проведении экспериментов сенсоры помещались в герметичную стеклянную емкость, которая заполнялась определенной газовой средой. Необходимая величина относительной влажности воздуха в герметичной емкости создавалась помещением в нее ваты, смоченной насыщенными растворами неорганических солей.

## 3. Результаты экспериментов и их обсуждение

Ввиду большого количества компонентов в выдыхаемом газе человека полное исследование взаимодействия газочувствительного материала

с каждым из них требует значительного количества времени и ресурсов. Поэтому на первом этапе изучения взаимодействия соединений TCNQ с данной газовой средой мы остановились на исследовании ее наиболее значимых составляющих [12]. Поскольку в выдыхаемом газе содержатся пары воды, которые могут оказывать влияние на газочувствительное вещество, важно оценить уровень и динамику вклада этого компонента в регистрируемый отклик сенсора. В соответствии с этим было изучено изменение проводимости сенсора в процессе изменения влажности воздуха. Исходная точка эксперимента соответствовала относительной влажности окружающей среды, составлявшей 60 %. Поэтапно использовали два агента, в разной степени изменяющие содержание паров воды: осушенный аргон и фосфорный ангидрид. Известно, что фосфорный ангидрид является интенсивным осушителем, который широко применяется в научной и производственной сферах деятельности [13]. Рассмотрим типичное поведение исследованных образцов сенсоров, которое наблюдалось в условиях данных экспериментов. Результаты для одного из таких образцов представлены на рис.1. Кривая 1 соответствует динамике изменения влажности при продувке аргоном рабочего объема ячейки. Следующим этапом эксперимента было внесение в объем ячейки более сильного осушителя – фосфорного ангидрида. Динамика изменения влажности в этом случае характеризуется кривой 2. Более высокое значение ординаты исходной точки на этой кривой объясняется разгерметизацией ячейки при введении осушителя (фосфорного ангидрида), что вызвало повышение влажности в рабочем объеме под влиянием концентрационного градиента уровней влажности в системе рабочий объем – внешняя среда. В соответствии с более высокой эффективностью осушения фосфорным ангидридом кривая 2 достигает более низких значений проводимости.

Продувка аргоном рабочего объема привела к уменьшению проводимости сенсоров по экспоненциальному закону в течение 400 секунд после начала воздействия. Сопротивление образца, характеризуемого кривой 1 на рис. 1, возрастало до 500 МОм, что соответствовало снижению проводимости до величины  $2 \cdot 10^{-10}$  См. Осушение фосфорным ангидридом (кривая 2) приводило к последующему снижению проводимости до уровня  $0,2 \cdot 10^{-10}$  См.

Зависимости проводимости сенсора от времени при изменении влажности воздуха, приведенные на рис.1, отвечают средним зарегистрированным значениям проводимости. На начальном участке кривой 1 (в интервале экспозиции 0 – 400 секунд) для всех экспериментально полученных зависимостей отклонения от средних значений проводимостей не превышало  $2 \cdot 10^{-10}$  См. При экспозиции более 10 минут этот диапазон существенно сужался и отклонения были меньше  $0,8 \cdot 10^{-10}$  См. Для кривой 2 эти значения составляли соответственно  $1 \cdot 10^{-10}$  См и  $0,4 \cdot 10^{-10}$  См.

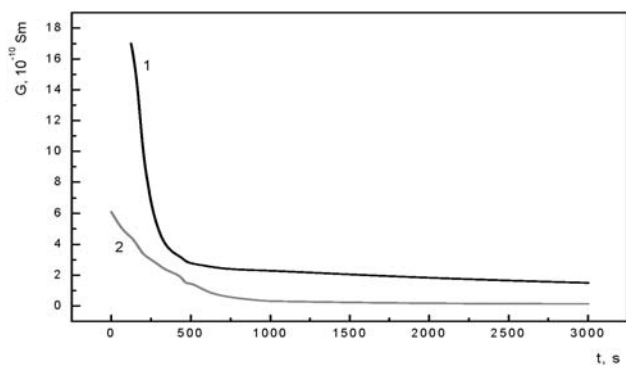


Рис.1. Зависимость проводимости сенсора  $G$  от времени  $t$  при изменении величины влажности воздуха. Кривая 1 соответствует уменьшению влажности воздуха при продувке емкости аргоном, кривая 2 – осушению воздуха при помощи фосфорного ангидрида.

Наличие монотонной и хорошо воспроизводимой зависимости проводимости сенсоров от относительной влажности воздуха при использовании различных осушителей послужило основанием для более детальных исследований. Поскольку в описанных выше экспериментах скорость изменения влажности воздуха была выше, чем скорость установления стационарного значения выходного сигнала сенсора, нами была измерена проводимость сенсора в условиях длительной выдержки в воздухе с определенными значениями уровней влажности.

Исследование проводимости сенсоров в зависимости от относительной влажности воздуха проведено в диапазоне относительной влажности 12-97 %. При помещении образцов сенсоров в емкость, в которой моделировалась необходимая влажность воздуха, наблюдалось медленное изменение их проводимости. Это свидетельствует о больших временах отклика сенсоров на основе соединений TCNQ на действие паров воды. Стабильные значения

проводимости сенсоров достигались через 1 час после начала воздействия. Эти величины были использованы для построения графиков. Результаты для одного из типичных образцов представлены на рис. 2. При каждом значении относительной влажности было проведено по 5 параллельных наблюдений. Статистическая обработка результатов показала, что во всем исследованном диапазоне относительной влажности воздуха доверительный интервал с вероятностью 95% не превышал  $\pm 0,5 \cdot 10^{-9}$  См. Результаты экспериментов свидетельствуют, что проводимость исследованных образцов соли TCNQ линейно связана с изменением относительной влажности воздуха. Это позволяет путем линейной интерполяции с высокой надежностью оценивать влияние влажности на выходной сигнал сенсора.

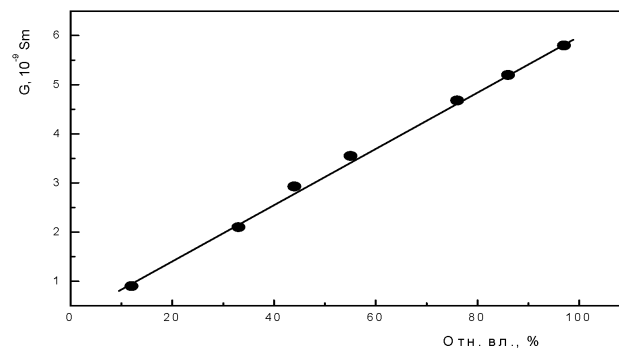


Рис. 2. Зависимость проводимости сенсора  $G$  от величины влажности воздуха.

Как следует из полученных данных, амплитуда сигнала отклика сенсоров при максимальной исследованной влажности воздуха, соответствовавшей 97 %, находится на уровне  $5,8 \cdot 10^{-9}$  См. В то же время известно, что максимальная относительная влажность выдыхаемого газа не превышает 6-10 % [12]. При этом величины сигналов отклика сенсоров на выдыхаемый газ [5] примерно на два порядка выше, чем на действие влаги воздуха. К тому же в экспериментах с выдыхаемым газом отмечено несопоставимо более низкое (на три порядка) время отклика сенсоров по сравнению с воздействием паров воды. Таким образом, полученные результаты свидетельствует о том, что пары воды, содержащиеся в выдыхаемом газе, вносят пренебрежимо малый вклад в формирование выходного сигнала сенсоров на основе соединений TCNQ.

Исследовано влияние на выходной сигнал

сенсоров ряда неорганических соединений, часть из которых присутствует в газе, выдыхаемом человеком. Типичный вид кривых отклика для одного из образцов сенсоров представлен на рис. 3. Так как для воздействия на сенсор использовались водные растворы кислот и аммиака, представляет интерес сравнение результатов, полученных при изучении сенсоров в парах этих веществ и воды. Величина проводимости сенсоров при воздействии вышеуказанных веществ находилась на уровне  $10^{-10}$  См. Для разных сенсоров разброс значений проводимостей в ряду 3 сенсоров не превышал  $\pm 0,5 \cdot 10^{-9}$  См.

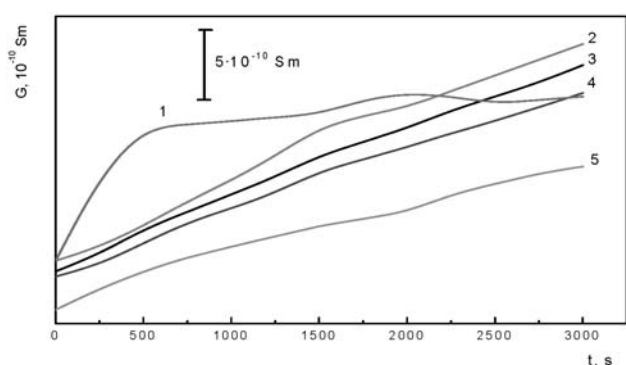


Рис. 3. Динамика роста проводимости  $G(t)$  сенсора в парах аммиака (1), хлористого водорода (2), воды (3), сернистого ангидрида (4) и оксидов азота (5) с концентрацией (ppm) 18000, 10, 13000, 49000 и 12000 соответственно.

Рассмотрим характеристики кривых, изображенных на рис. 3. При воздействии на сенсор паров воды наблюдается практически линейная зависимость его проводимости от времени (кривая 3). Средняя скорость роста сигнала отклика составляет  $4,4 \cdot 10^{-13}$  См/с. Расчет средней скорости изменения проводимости сенсора для кривых 2-5 проведен в интервале 0-3000 с. Аналогичное поведение имеет место при помещении сенсора в пары соляной и серной кислоты. В этих случаях, так же, как и в экспериментах с парами воды, зависимости  $G(t)$  носят прямолинейный характер. Наклон кривой 2 для паров соляной кислоты составляет  $5,3 \cdot 10^{-13}$  См/с, а кривой 4 для паров серной кислоты —  $4,9 \cdot 10^{-13}$  См/с. Характер изменения кривой 5 свидетельствует, что воздействие оксидов азота приводит к более низкому уровню сигнала отклика сенсора по сравнению с парами воды. В частности, наклон кривой 5 составляет  $3,2 \cdot 10^{-13}$  См/с. В парах аммиака имеет место немонотонная

зависимость проводимости чувствительного вещества от времени (кривая 1). Начальный период экспозиции характеризуется повышенной скоростью нарастания сигнала отклика. В интервале от 0 до 500 секунд она составляет  $19 \cdot 10^{-13}$  См/с. Дальнейшая выдержка образцов в среде аммиака приводит к резкому замедлению роста сигнала отклика. При этом в диапазоне 500-3000 секунд скорость роста сигнала уменьшается до  $0,9 \cdot 10^{-13}$  См/с.

Представляет интерес сравнение скоростей нарастания сигнала отклика сенсоров в начальный период экспозиции в случае рассматриваемых неорганических соединений и газа, выдыхаемого человеком. Поэтому были проведены расчеты этого параметра сенсоров в интервале времени 0-60 секунд, который характерен для реакции сенсоров на выдыхаемый газ. Для зависимостей, представленных на рис. 3, были получены следующие результаты. Скорости нарастания сигнала отклика сенсоров для кривых 1-5 находятся в диапазоне от  $3,2 \cdot 10^{-13}$  до  $1,9 \cdot 10^{-12}$  См/с. Изменение проводимости сенсора при экспозиции в течение 60 секунд в парах воды составляет  $2,6 \cdot 10^{-11}$  См, в парах соляной кислоты —  $3,2 \cdot 10^{-11}$  См, в газовой среде серной кислоты —  $2,9 \cdot 10^{-11}$  См, при воздействии оксидов азота —  $1,9 \cdot 10^{-11}$  См, в парах аммиака —  $11,4 \cdot 10^{-11}$  См. Легко видеть, что скорости роста сигнала отклика сенсоров на воздействие изученных неорганических соединений близки по величине. Диапазон изменения величины отклика сенсоров в интервале 0-60 секунд находится в пределах от  $1,9 \cdot 10^{-11}$  до  $11,4 \cdot 10^{-11}$  См. В то же время, реакция сенсоров на основе соединений TCNQ на газ, выдыхаемый человеком, существенно более выраженная [5] и характеризуется более высокими скоростями роста проводимости порядка  $1 \cdot 10^{-9}$  См/с. Изменение величины отклика сенсоров на выдыхаемый газ за время, не превышающее 1 минуту, составляет  $2-5 \cdot 10^{-8}$  См. Таким образом, проведенное сравнение показывает, что рассмотренные неорганические составляющие выдыхаемого газа не играют определяющей роли в формировании сигнала отклика сенсоров на основе соединений TCNQ.

Исследования показали, что газочувствительная система на основе соединений TCNQ характеризуется монотонным возрастанием проводимости при увеличении концентрации

изученных газов. В качестве примера таких зависимостей на рис. 4. приведены типичные калибровочные кривые для окислов азота и аммиака. Диапазоны варьирования величин проводимостей составляли  $2 \cdot 10^{-10}$  См. Вплоть до нижнего предела изученных концентраций окислов азота и аммиака 4700 ppm и 12000 ppm соответственно время достижения значений проводимости на рис. 4 превышало 3000 секунд. При этом для выдыхаемого газа время отклика во всех экспериментах находилось в пределах 100 секунд, а амплитуда сигнала была на 1,5 порядка выше. Это свидетельствует о том, что аммиак и оксиды азота, содержащиеся в выдыхаемом газе в количестве, не превышающем десятков ppb [7,14], дают незначительный вклад в формируемый чувствительным элементом отклик.

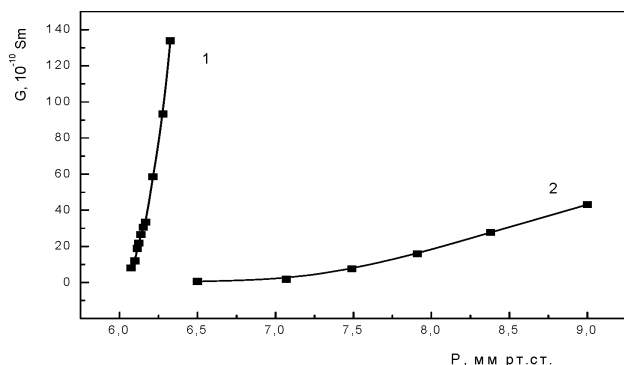


Рис. 4. Зависимость проводимости G сенсоров от концентрации p паров окислов азота (1) и аммиака (2).

Как известно [7], в выдыхаемом человеком газе содержится ряд органических веществ (формальдегид, этилен, этанол, метанол, ацетон и др.). Поэтому представляло интерес изучение влияния паров ацетона и этилового спирта на проводимость сенсоров и сравнение полученных результатов с поведением чувствительных элементов в парах воды, которая в качестве примеси всегда присутствует в органических растворителях (рис. 5). Типичные кривые для паров воды, ацетона и этилового спирта получены на другом образце сенсора, чем кривые на рис. 3, поэтому вид кривой 1 на рис.5 (для паров воды) несколько отличается от кривой 3 для паров воды, приведенной на рис. 3. Обе кривые для паров воды имеют аналогичный характер и величины проводимостей этих кривых находятся в одном диапазоне.

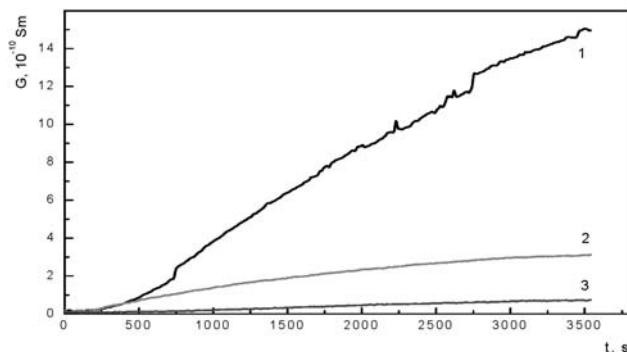


Рис. 5. Динамика изменения проводимости G сенсора от времени t при воздействии паров воды концентрацией 13000 ppm (кривая 1), паров ацетона концентрацией 310000 ppm (кривая 2) и этилового спирта концентрацией 76000 ppm (кривая 3).

Установлено, что при экспозиции, превышающей 1 час, величина амплитуды отклика не превышает  $3,0 \cdot 10^{-10}$  См, что более чем в 5 раз меньше, чем уровень выходного сигнала в присутствии паров воды. Диапазоны варьирования проводимостей составляют  $2 \cdot 10^{-10}$  См.

Поскольку исследование газовой чувствительности соединений TCNQ, в конечном счете, направлено на изучение возможности их использования для анализа газа, выдыхаемого человеком, то целесообразно провести сравнение полученных данных с откликами сенсоров в среде выдыхаемого газа. Сопоставление уровней сигналов, полученных при воздействии использованных неорганических и органических газообразных сред и выдыхаемого газа, свидетельствует о высокой селективности сенсоров по отношению к ингредиентам, содержащимся в выдыхаемом газе. На рис. 6 представлен ряд последовательных воздействий на сенсор выдыхаемого добровольцем газа. Это воздействие длительностью 60 секунд было реализовано путем расположения сенсора в ротовой полости. Величина амплитуды отклика на выдыхаемый газ более чем на 2 порядка превышает наибольшие уровни сигналов для других исследованных веществ. При этом быстрое действие сенсоров в среде выдыхаемого газа также существенно выше и превосходит быстрое действие этих же образцов в исследованных газовых средах в 50-100 раз. Монотонное снижение амплитудных значений сигнала отклика может быть вызвано как концентрационными изменениями компонентов выдыхаемого газа, так и тем, что время полной релаксации сенсора превосходит

период последовательных воздействий. На основе представленных на рис. 6 характеристик была усовершенствована методика забора проб выдыхаемого газа, что повысило достоверность полученных данных. Увеличение времени между последовательными воздействиями выдыхаемым газом до значений, приводящих к практически идентичным откликам, определяет минимально необходимое время полной релаксации газочувствительной системы. Для исследованных образцов сенсоров это время не превышало 5 минут. Идентичность откликов, полученных в этом режиме, свидетельствует также об отсутствии концентрационных вариаций исследуемого биологического объекта.

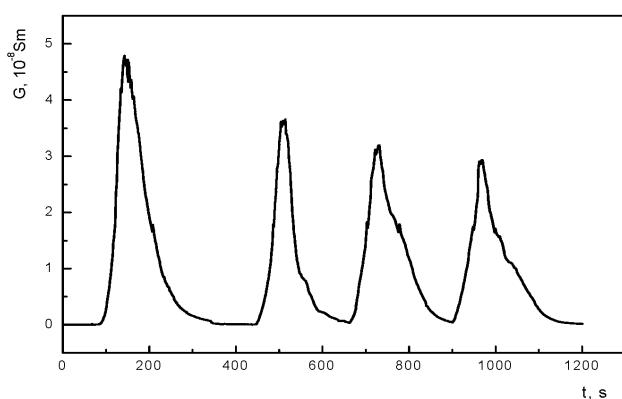


Рис. 6. Отклик сенсора на выдыхаемый газ.

#### 4. Выводы

Полученные результаты свидетельствуют о том, что ион-радикальные соли TCNQ могут служить перспективным материалом для создания газочувствительных сенсоров. Анализ результатов измерений показывает, что отклик и быстрое действие сенсоров на выдыхаемый газ человека более чем на 1-2 порядка превышают отклик сенсоров на воздействие изученных газовых сред. Это свидетельствует о доминирующем влиянии компонентов газа, выдыхаемого человеком, на характеристики сенсоров и высокой чувствительности исследованных сенсоров к данной биологической среде. Для определения компонентов выдыхаемого газа, воздействующих на проводимость сенсора, необходимо провести дополнительные исследования с использованием широкого спектра методов и приборов.

Работа выполнена при частичной поддержке УНТЦ и НАНУ.

#### Литература

1. Cattrall R.W. Chemical Sensors. — Oxford, New York, Melbourne: Oxford University Press, 1997.
2. Richardson T.H. Functional Organic and Polymeric Materials: Molecular Functionality — Macroscopic Reality. — New York: Wiley & Sons, 2000.
3. Kuo-Chuan Ho, Jung-Yu Liao, NO<sub>2</sub> gas sensing based on vacuum-deposited TTF-TCNQ thin films // Sensors and Actuators. — 2003. — В 93. — P.370 — 378.
4. Pospelov A.P., Ved M.V., Sakhnenko N.D., Alexandrov Yu.L., Shtefan V.V., Kravchenko A.V., Kamarchuk G.V., High-conductivity organic metals as electrode materials // Materials Science. — 2002. — № 3. — P.65-72.
5. Kamarchuk G.V., Pospelyov O.P., Alexandrov Yu. L., Yremenko A.V., Kravchenko A.V., Kushch E.G., Kamarchuk L.V, Faulques E., TCNQ derivatives-based sensors for breath gas analysis // Amann A. and Smith D. (eds). Breath Analysis for Medical Diagnosis and Therapeutic Monitoring. — Singapore: World Scientific, 2005. — P.85-99.
6. Marczin N. & Yacoub M.H. (eds.). Disease Markers in Exhaled Breath: Basic Mechanisms and Clinical Applications. — Amsterdam: NATO ASI Series, IOS Press, 2002.
7. Amann A. & Smith D. (eds.). Breath Analysis for Medical Diagnosis and Therapeutic Monitoring. Singapore: World Scientific, 2005.
8. Risby T.H., Current status of clinical breath analysis // Amann A. and Smith D. (eds). Breath Analysis for Medical Diagnosis and Therapeutic Monitoring. — Singapore: World Scientific, 2005. — P.251 — 265.
9. Smith D., Lpanel P., Selected ion flow tube mass spectrometry (SIFT-MS) for on-line trace gas analysis // Mass Spectrometry Reviews. — 2005. — Vol.24. — P.661-700.
10. Поспелов О.П., Александров Ю.Л., Заика А.С., Камарчук Г.В., Органічні провідники як основа засобів електрохімічної метрології // Вестник НТУ «ХПИ». — Харьков: НТУ «ХПИ», 2005. — №27. — С.127-130.
11. Виглеб Г., Датчики: Устройство и применение. — М.: Мир, 1987. — 380 с.
12. Smith D., Lpanel P., Selected Ion Tube Mass Spectrometry, SIFT-MS for On-Line Trace Gas Analysis of Breath // Amann A. and Smith D. (eds). Breath Analysis for Medical Diagnosis and Therapeutic Monitoring. — Singapore: World Scientific, 2005. — P.3-34.
13. Воскресенский П.И., Техника лабораторных работ. 10-е издание. — М.:Химия, 1973. — 726 с.
14. Turner C., Lpanel P., Smith D., A longitudinal study of ammonia, acetone and propanol in the exhaled breath of 30 subjects using selected ion flow tube mass spectrometry, SIFT-MS // Physiol. Meas. — 2006. — Vol.27. — P.321-337.

15. Фиалков Ю.Я., Житомирский А.Н., Тарасенко Ю.А., Физическая химия неводных растворов. Л.:Химия, 1973. — 376 с.
16. I.F. Schegolev, Electric and Magnetic Properties of Linear Conducting Chains // Phys. Stat. Sol. — Ser. a . — 1972. — Vol.12- P.9-17.