

КОМП'ЮТЕРНІ ЗАСОБИ, МЕРЕЖІ ТА СИСТЕМИ

S.I. Lukash

DEVELOPMENT OF THE TECHNIQUE OF MEASUREMENT CO₂ IN EXHALED AIR

Features of a technique of the analysis of air exhaled by the person on presence marker gases are considered and ways of a hardware solution of a problem are discussed.

Key words: biomarkers, exhaled air, sensors.

Розглянуто деталі методики аналізу повітря, що видихає людина, на вміст маркерних газів та обговорюються шляхи апаратного вирішення проблеми.

Ключові слова: маркерні гази, діагностика, датчики.

Рассмотрены особенности методики анализа выдыхаемого человеком воздуха на наличие маркерных газов и обсуждаются пути аппаратного решения проблемы.

Ключевые слова: маркерные газы, диагностика, датчики.

© С.И. Лукаш, 2011

УДК 681.3; 591.3

С.И. ЛУКАШ

РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ИЗМЕРЕНИЯ CO₂ В ВЫДЫХАЕМОМ ВОЗДУХЕ

Введение. В работе [1] рассмотрены методы анализа выдыхаемого человеком воздуха на наличие маркерных газов и обсуждаются пути аппаратного решения проблемы.

Для задачи оперативного контроля состояния здоровья и работоспособности организма человека по составу выдыхаемого воздуха, в частности, в процессе тренировки спортсменов, достаточно осуществлять контроль концентрации таких маркерных газов как O₂, CO₂ и CO.

Дыхание – это обмен кислорода и углекислого газа между организмом и окружающей средой. Максимальное потребление кислорода – важнейший физиологический показатель, отражающий способность организма обеспечить большую потребность тканей в кислороде при предельной активации функции сердечно-сосудистой и дыхательной систем [2].

Диоксид углерода CO₂ – очень важный продукт жизнедеятельности организма, поскольку он регулирует механизм обратной связи. Уровень концентрации CO₂ в крови оказывает наиболее существенное влияние на обмен веществ, регулировку вентиляции, действует непосредственно на дыхательные центры в продолговатом мозге и влияет на рН спинномозговой жидкости. Увеличение уровня CO₂ приводит к увеличению вентиляции за счет стимулирования диафрагмального и межреберных нервов, которые активируют дыхательные мышцы.

Четыре стандартных условия измерения основного обмена веществ приняты с учетом следующих факторов, способных влиять на

интенсивность процессов обмена веществ у человека.

1. Интенсивность процессов обмена подвергается суточным колебаниям: возрастает утром и снижается в ночной период.

2. Интенсивность процессов обмена возрастает в условиях физической и умственной нагрузки, что связано с увеличением числа клеток, интенсивность метаболизма в которых превышает уровень готовности. В обоих указанных случаях основным органом, определяющим интенсивность обмена веществ, являются мышцы.

3. Интенсивность процессов обмена повышается во время приема пищи и ее последующего переваривания, особенно если пища была белковой. Этот эффект называют специфическим динамическим действием пищи. Возрастание интенсивности метаболизма после еды связано не только с пищеварительной активностью, но и с последующими процессами обмена веществ; оно может продолжаться в течение 12 ч, а в случае потребления большого количества белка этот период может достигать 18 ч.

4. Интенсивность обмена веществ возрастает, если температура окружающей среды отклоняется от комфортной, т. е. выходит за пределы диапазона нейтральной температуры, или термонеutralной зоны, сдвиги в сторону охлаждения приводят к большему усилению обмена веществ, чем сдвиги в сторону повышения температуры. Процессы изменений температуры тела подчиняются закону Вант-Гоффа [3].

Частота и глубина дыхания, частота сердечных сокращений меняются в ответ на потребности тела. Углекислый газ является самым мощным фактором влияния на дыхание. Работающие мышцы во время упражнений потребляют гораздо большее количество кислорода и производят большое количество углекислого газа, что приводит к увеличению вентиляции легких до тридцати раз [4].

Изменения концентрации O_2 и CO_2 в выдыхаемом воздухе при определенных условиях и нагрузках на организм могут достигать нескольких процентов. Физическое напряжение, прием пищи, повышение температуры требуют дополнительного потребления кислорода, концентрация углекислого газа возрастает от 0,3 до 2,5 %.

Разработка аппаратуры и методик для удаленного контроля на основе микропроцессорной техники способствует повышению эффективности диагностики состояния здоровья человека и является актуальным направлением в медицине. Применение современных микроконтроллеров, программного обеспечения для управления ними и пользовательского интерфейса, обогащенного экспертной системой диагностики позволяют заблаговременно определить патологическое состояние человека или его физические возможности. Анализ выдыхаемого пациентом воздуха относится к неинвазивным методам диагностики, что и вызывает повышенный интерес.

В нормальных условиях в составе вдыхаемого воздуха содержится $O_2 = 20,93$ % и $CO_2 = 0,03$ %, а в выдыхаемом воздухе $O_2 = 16$ % и $CO_2 = 4,5$ %.

Определение CO₂. Для определения концентрации газа использован модуль CDM4160 с датчиком углекислого газа TGS4160 фирмы «Figaro» [5]. Перед измерением концентрации газа в выдыхаемом воздухе проведена калибровка устройства. И калибровка и опытные измерения проводились по методике, используемой для регистрации газа в дыхании пациента.

Технические характеристики датчика приведены в таблице, а его чувствительность – на рис. 1.

ТАБЛИЦА. Некоторые технические параметры датчика TGS4160

Датчик	TGS4160
Чувствительный элемент	Твердый электролит
Определяемый газ	Диоксид углерода
Диапазон измерения концентрации	350 – 50000 ppm
Время отклика	примерно 2 мин (90 % сигнала)
Ошибка измерений	примерно ± 20 % при 1000 ppm CO ₂
Питание	5 В

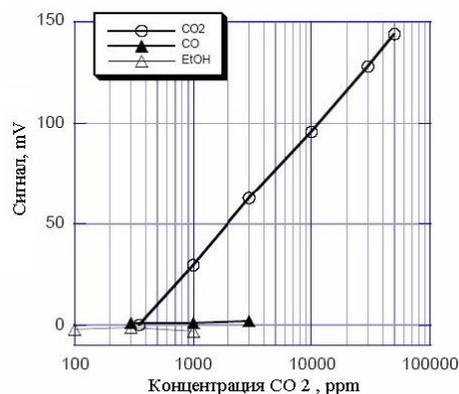


РИС. 1. Чувствительность датчика TGS4160

Принцип действия анализатора основан на измерении тока возникающего между электродами электрохимической ячейки (первичного преобразователя) при адсорбции детектируемого газа на их поверхности и его электрохимическом окислении или восстановлении. Калибровку модуля осуществляли по методике, которая используется при измерении концентрации газа в выдыхаемом воздухе пациента.

Аппаратура и методика измерений. Поверочная газовая смесь (ПГС) диоксида углерода в стандартном воздухе приготовлена в баллоне по ГОСТ 949-73 ПГС в соответствии с ТУ предприятия-изготовителя ПГС и состояла из 4,9 % CO₂ + 95,1 % стандартного воздуха. Концентрация диоксида углерода соответствовала требованию быть в пределах шкалы прибора-анализатора, погрешность приготовления ПГС не превышала 1/3 основной погрешности измерения для данной концентрации и составляла 20 %.

Редуктор газовый обеспечивал понижение давления до 100 – 110 кПа, для обеспечения регулируемой подачи ПГС использовали вентиль тонкой регулировки с игольчатым натекателем. Контроль потока газа осуществляли по ротаметру. Пациент выдыхал воздух в резиновый шар до определенного объема $V = \pi \cdot D^3 / 6$. Этот газ под действием упругих сил шара по системе воздухопровода поступал в камеру с датчиком. Сечение воздухопровода – 14 мм², длина

не превышала 20 см. Измерения проводили в постоянных условиях окружающей среды при температуре 20 °С, атмосферном давлении 1012 гектопаскалей и влажности 60 %.

Результаты измерений. На рис. 2 показаны форма сигнала датчика при измерении 4,9 % CO₂ в стандартном воздухе и калибровка прибора в этой смеси.

В эксперименте время установления сигнала на уровне 90 % ($C_{90\%}$) $t_1 = 20$ с, а максимальный сигнал $C_{изм} = C_{ср} = 4,31 \pm 0,07$ % при $t_2 \geq 60$ с. Влияние размеров объема для пробы показано на рис. 3. Кратность изучаемых объемов составляла 2 : 1.

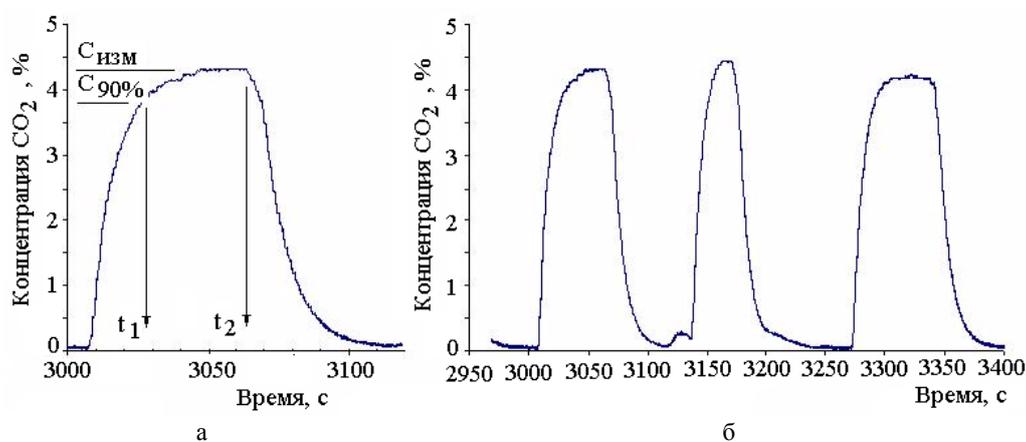


РИС. 2. Форма сигнала датчика при измерении поверочной смеси: а – 4,9 % CO₂ + 95,1 % стандартный воздух; б – калибровка прибора в этой смеси

Последовательные измерения показали хорошую воспроизводимость сигналов. Измеренное время отклика датчика $t = 60$ с и среднее значение концентрации CO₂ $C_{ср} = 4,31 \pm 0,07$ % близки к аналогичным параметрам, приведенным в спецификации датчика (см. таблицу), отклонение показаний исследуемого датчика – 12 %.

Среднеквадратичное отклонение для серии из 5-ти измерений ± 5 %.

При заданных условиях эксперимента и методике измерений объем пробы воздуха (см. рис. 3) влияет на точность определения концентрации. Форма сигнала вследствие инерционности отклика датчика изменяется. Плато, по которому определяют $C_{ср}$, может отсутствовать, что и не позволяет однозначно судить об измеренной концентрации газа.

При меньшем диаметре шара начинает влиять скорость продувки, которая обеспечивается упругими свойствами резинового шара, длина воздушного пути, сечение воздухопровода и точность определения концентрации снижается.

Можно оценить влияние упругих сил материала, из которых изготовлен объем для пробы, на скорость установления, стабилизации, воздушного потока. На концентрационный сигнал этот параметр влияния не оказывал.

Действие упругих сил определяли как тангенс угла наклона начальных значений сигнала отклика (рис. 4). Для этого участка подобрана аппроксимирующая линейная зависимость, вид которой показан на рис. 5: а – шар диаметром 18 см; б – шар диаметром 14 см, здесь R^2 – достоверность аппроксимации данных.

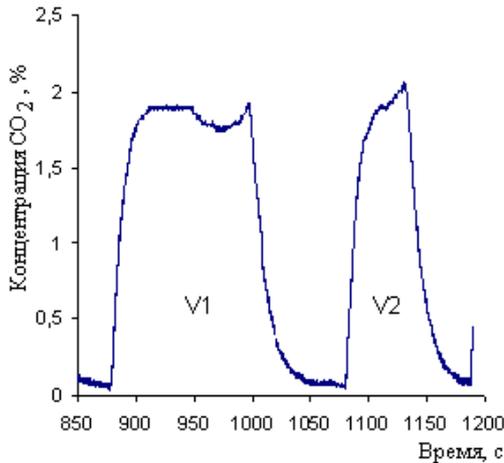


РИС. 3. Форма сигналов датчика при различных исследуемых объемах пробы

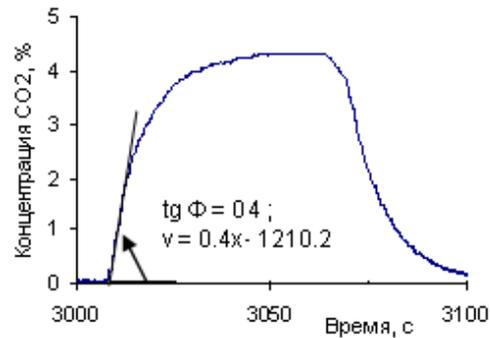
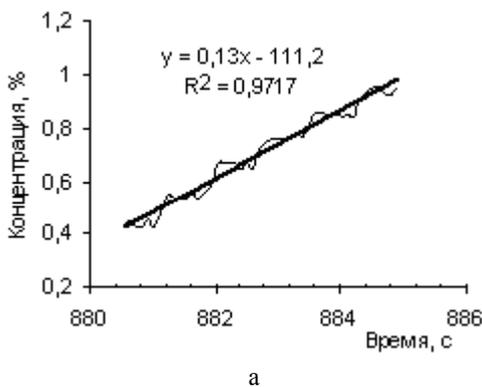
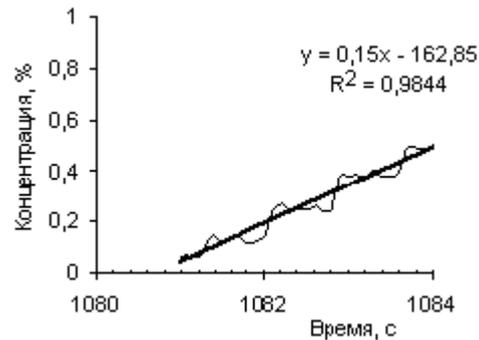


РИС. 4. Действие упругих сил



а



б

РИС. 5. Аппроксимация действия упругих сил материала шара при D равном:
а – 18 см; б – 14 см

Эти данные позволяют стандартизовать и оптимизировать конкретную методику измерений путем подбора материала контейнера для пробы газа.

Эксперимент подтвердил возможность измерения концентрации углекислого газа в выдыхаемом пациентом воздухе.

При выполнении физической работы, при которой мышцам необходимо большее количество кислорода, частота дыхания и процентный состав выдыхаемого

мого газа изменяются. Потребление O_2 и продукция CO_2 возрастают при физической нагрузке в среднем в 15 – 20 раз. Обеспечение организма кислородом достигается сочетанием усиления функции дыхания и кровообращения. Уже в начале мышечной работы скорость вентиляции легких быстро увеличивается. При тяжелой физической работе на уровень вентиляции оказывают влияние также повышение температуры, артериальная двигательная гипоксия и другие лимитирующие факторы [6].

Методика измерения воздуха пациента описана выше. Так как содержания углекислого газа в дыхании зависит от состояния пациента и условий, в которых он находится, то измерения проводили в утренние и вечерние часы в рабочем помещении. В течение дня пациент выполнял физические нагрузки.

Измеренное значение концентрации CO_2 в выдыхаемом воздухе при условии установления стабилизированного потока не зависит от размера шара в диапазоне диаметра $D = 10 \dots 30$ см. Погрешность для серии измерений 5 – 7 % с учетом ошибки в определении размера шара.

Хорошо заметна разница между утренними и вечерними измерениями, что подтверждает известные факты об изменении концентрации O_2 и CO_2 в выдыхаемом воздухе при определенных условиях и нагрузках на организм [7].

Особое внимание было уделено регистрации дыхания пациента в маске с установленными обратными клапанами (рис. 6).

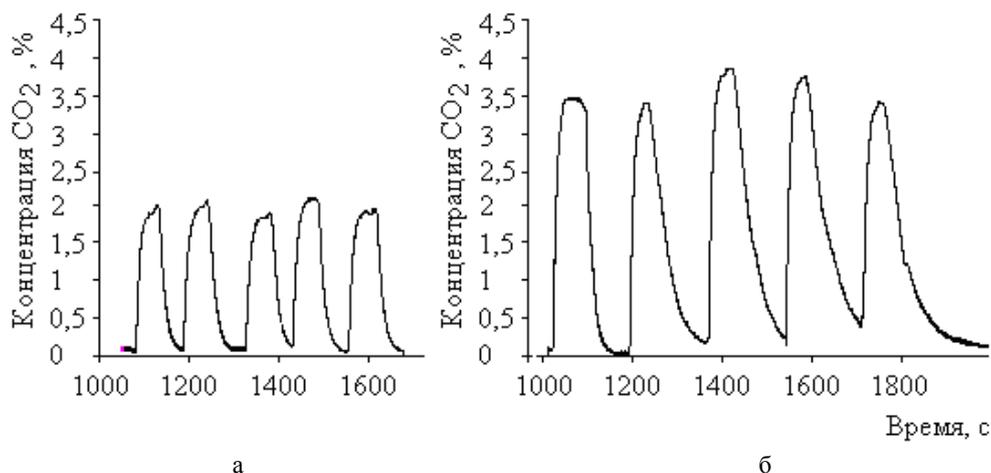


РИС. 6. Измерение концентрации CO_2 в выдыхаемом воздухе: а – утренние измерения, $S_{утр} = 2,03 + 0,08$ %; б – вечерние измерения, $S_{веч} = 3,55 + 0,17$ %

Такой способ измерений целесообразно применять непосредственно при выполнении физической нагрузки для выяснения физиологических возможностей человека.

Эксперимент показал, что инерционность используемого датчика в применяемой методике не дает возможности четко проследить за фазами вдоха и вы-

доха и требуется разработка другой методики или использования более быстродействующих датчиков.

Однако регистрация данных в реальном масштабе времени в режиме накопления выдыхаемого воздуха показывает хорошие результаты, близкие к тем, которые были определены по приведенной методике.

Выбор метода и аппаратуры должны определяться необходимой точностью измерения, длительностью времени анализа.

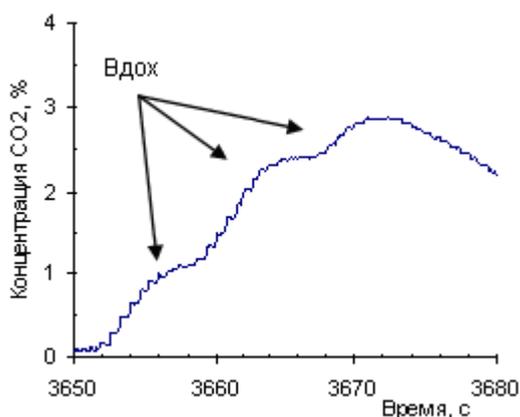


РИС. 7. Динамика дыхания пациента С, в реальном масштабе времени с учетом инерционности датчика

В процессе оптимизации методики установлено, что в данной исследовательской аппаратуре измерение концентрации CO₂ в выдыхаемом воздухе не зависит от размера шара в диапазоне $D = 10 \dots 30$ см.

Частота дыхания пациента — 16 ... 22 раза в минуту, отношение числа дыханий к числу сердечных сокращений в минуту составляло 1 : 4 .

Частота пульса во время нагрузки была в границах 65 – 90 ударов в секунду и находилась в пределах нормы.

Выводы. Оценивая полученные в ходе экспериментов данные о концентрации маркерного газа CO₂ в выдыхаемом человеком воздухе, можно сделать вывод о хорошей точности, надежности и воспроизводимости результатов. Современные газовые датчики позволяют обнаруживать газы-биомаркеры в тех дозах, которые характерны как для здорового метаболизма, так и патологических процессов, протекающих в организме человека.

1. Лукаш С.И. Проблемы диагностики некоторых заболеваний по выдыхаемому воздуху // Комп'ютерні засоби, мережі та системи. – 2010. – № 9. – С. 62 – 71.
2. Амосов Н.М., Бендет Я.А. Физическая активность и сердце. – К.: Здоров'я, 1989. – 215 с.
3. Ульмер Х.-Ф. Энергетический баланс. <http://www.medvuz.com/S&t/p24.php>
4. Турни Д. <http://www.gayyoga.gn.apc.org/Respiration.htm>
5. Спецификация датчика. www.figaroco.jp
6. http://www.homeopatica.ru/dyhatel_naya_sistema_2.shtml
7. Роднов В.Г. Дыхание при мышечной нагрузке. <http://www.bibliofond.ru/view.aspx?id=479675>

Получено 08.09.2011