

УДК 612.2

С.О. Собіщанський, В.С. Чічкін, М.Ю. Макарчук

## ПРИЛАД ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ ЗОВНІШНЬОГО ДИХАННЯ ЛЮДИНИ

*Розроблено прилад, принцип дії якого полягає у реєстрації зміни температур на основі термоелектричного ефекту. Запропонований авторами прилад є досить простим у застосуванні та не потребує використання високоточного обладнання для отримання показників дихання людини.*

**Ключові слова:** термоелектричний ефект, пневмограф.

**Постановка проблеми.** Реєстрація параметрів зовнішнього дихання людини, крім діагностичного значення, має важливе значення у психофізіологічних дослідженнях. Об'єктивні дані щодо характеру дихання людини є невід'ємною складовою при оцінці функціонального стану людини. Крім того, отримання даних щодо параметрів дихання людини при різних функціональних навантаженнях та пробах дає можливість характеризувати адаптаційні можливості організму та простежити, як змінюється параметри дихання людини залежно від поставленого завдання. В наш час залежно від того, які об'єктивні характеристики дихання людини потрібно отримати, використовують різні методи та засоби реєстрації зовнішнього дихання людини.

**Аналіз останніх публікацій.** Одним з найбільш поширених засобів для реєстрації зовнішнього дихання людини є метод пневмографії, за даними якого можуть бути визначені частота і ритм дихання, тривалість фаз вдиху і видиху, дихального циклу [5]. Зважаючи на те, що пневмографія не дає кількісної оцінки вентиляції легень, її зазвичай доповнюють методом спірометрії або спірографії, які дають можливість зареєструвати основні дихальні об'єми [4]. Найбільш поширеними є механічні та електричні пневмографи. Принцип роботи механічних пневмографів полягає в механічній передачі коливань грудної клітки на механізм, важіль якого пише криву на стрічці кімографа. Недоліком таких вимірювань є велика кількість м'язевих артефактів. Принцип дії електричних пневмографів полягає у вимірюванні імпедансу грудної клітки. До недоліків електричного пневмографа можна віднести потребу у високоточних підсилювачах та перетворювачах сигналу [5].

Іншим методом вимірювання дихальних рухів є метод вимірювання зміни об'єму грудної клітки за допомогою тензорезистора. Принцип роботи тензорезистора пов'язаний з явищем п'єзорезистивного ефекту - зміни електричного опору провідників або напівпровідників при їх механічній деформації. В реальних умовах зміни опору досить невеликі і тому потребують використання різних підсилювачів. Інколи для реєстрації фаз дихання людини використовують індукційний вимірювач лінійних переміщень. В такому випадку на тілі обстежуваного розміщують дві котушки індуктивності, одна з яких є передавачем, інша – приймачем. Котушки індуктивності розміщують таким чином, щоб одна з них розташовувалась на спині, а інша на грудях обстежуваного. В основі принципу дії індукційного вимірювача лежить вимірювання електромагнітних хвиль між котушками в різні фази дихального циклу [5].

В наш час широко використовуються методи реєстрації зовнішнього дихання людини на основі методів фотоплетизмографії. Принцип дії фотоплетизмографа полягає в опроміненні інфрачервоними променями тканин організму та реєстрації тих хвиль, що відбилися від тканин, внаслідок такого опромінення [1]. Пристрої на основі методу фотоплетизмографії набули широкого поширення завдяки своїй неінвазивності, можливості використання пристроїв невеликих розмірів, простоті апаратної реалізації.

Однак, цей метод має певні недоліки, які, перш за все, пов'язані з розміщенням чутливого елемента на шкірі та способом його кріплення [1, 2]. Більш точним методом для вимірювання об'єму повітря, що вдихається та видихається, є використання повітряного плетизмографа. Плетизмограф - це герметизована камера, яка повністю вміщує в собі тіло обстежуваного. Під час вдиху грудна клітка розширюється і виштовхує повітря з камери. Незважаючи на високу точність отриманих даних, одночасне використання об'ємних камер для запису плетизмографії разом з іншими приладами є досить незручним, однак в наш час все більшого поширення набувають портативні плетизмографи, єдиним недоліком яких є висока вартість [6, 7].

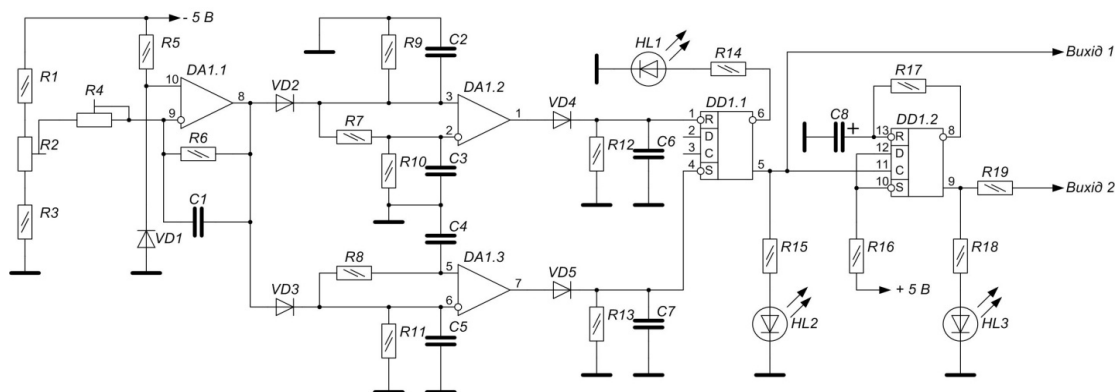
Підсумовуючи, зазначимо, що всі сучасні прилади реєстрації дихання людини є досить складними, і наявність таких приладів в психофізіологічних лабораторіях небагато.

**Мета статті.** Розробка приладу для реєстрації зовнішнього дихання людини.

### Виклад основного матеріалу

Принцип дії запропонованого нами приладу полягає у вимірюванні різниці температур повітря, що вдихається та видихається, на основі термоелектричного ефекту (термопари). Під час реєстрації чутливий до зміни температури елемент приладу закріплюється біля ніздрів людини, яка бере участь у досліді.

Принципова електрична схема приладу приведена на Рис. 1. Перелік елементів до схеми приведено в таблиці 1.



**Рис. 1.** Схема електрична принципова. Прилад реєстрації частоти дихання

Як чутливий до зміни температури елементу використовується напівпровідниковий діод VD1. Як відомо, напруга на переході напівпровідникового діода залежить від температури і змінюється близько 2 мВ на 1°C. Ця зміна підсилюється операційним підсилювачем DA1.1. Резистор R5 є струмостабілізуючим для діода VD1. Резистори R1 – R3 встановлюють початкову напругу на виході підсилювача DA1.1, і використовуються для калібрування приладу при мінімальній температурі. Елементи R4, R6 та C1 входять до складу кола негативного зворотного зв'язку підсилювача DA1.1. Таким чином, за допомогою резистору R4 можна змінювати коефіцієнт підсилення цього підсилювача, а отже, і загальну чутливість приладу. На елементах DA1.2, DA1.3, R7 – R11, C2 – C5 виконано компаратори, які реагують на зміну напруги на виході підсилювача DA1.1. На елементах DD1.1, R12 – R15, C5, C6, VD4, VD5 та HL1, HL2 виконано реєстратор вдиху та видиху. На елементах DD1.2, R16 – R19, C8, HL3 виконано формувач короткого імпульсу початку видиху.

Таблиця 1

Перелік елементів схеми електричної принципової приладу реєстрації частоти дихання

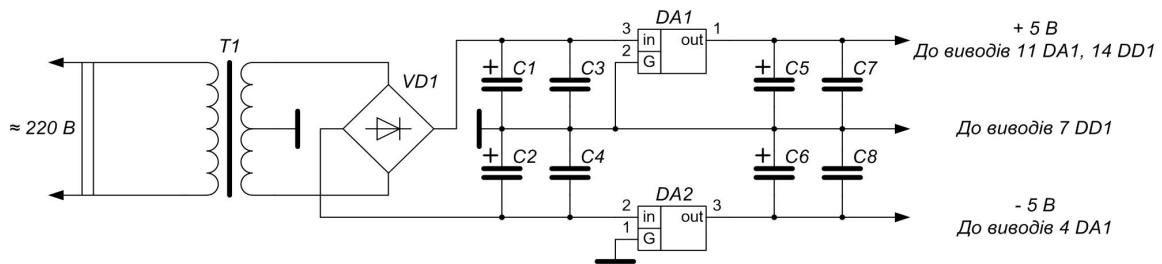
Умовні позначення	Найменування	Кіл.	Примітка
C1	Конденсатор С-CER 0,01 мкФ 50 В	1	
C2	Конденсатор С-CER 0,1 мкФ 50 В	1	
C3	Конденсатор С-CER 1,5 мкФ 25 В	1	
C4	Конденсатор С-CER 0,22 мкФ 50 В	1	
C5...C7	Конденсатор С-CER 0,1 мкФ 50 В	3	
C8	Конденсатор С-EL 10,0 мкФ 16 В	1	
DA1	Мікросхема К1401УД2	1	
DD1	Мікросхема К555ТМ2	1	
HL1	LED 3.0 mm Green	1	
HL2	LED 3.0 mm Yellow	1	
HL3	LED 3.0 mm Red	1	
R1	Резистор МЛТ-0,125 1,6 КОм ±10%	1	
R2	Резистор 3323Р 100 Ом	1	
R3	Резистор МЛТ-0,125 150 Ом ±10%	1	
R4	Резистор 3323Р 22 КОм	1	
R5	Резистор МЛТ-0,125 5,1 КОм ±10%	1	
R6	Резистор МЛТ-0,125 680 КОм ±10%	1	
R7, R8	Резистор МЛТ-0,125 100 КОм ±10%	2	
R9	Резистор МЛТ-0,125 10 КОм ±10%	1	
R10	Резистор МЛТ-0,125 2,0 МОм ±10%	1	
R11	Резистор МЛТ-0,125 10 КОм ±10%	1	
R12...R15	Резистор МЛТ-0,125 510 Ом ±20%	4	
R16	Резистор МЛТ-0,125 2,0 КОм ±20%	1	
R17	Резистор МЛТ-0,125 2,6 КОм ±10%	1	
R18	Резистор МЛТ-0,125 510 Ом ±20%	1	
R19	Резистор МЛТ-0,125 10 КОм ±20%	1	
VD1...VD5	Діод 1N4148	5	КД522Б

**Принцип роботи схеми.** В початковий момент часу, коли температура чутливого елемента незмінна, на виходах обох компараторів DA1.2 та DA1.3 встановлюється високий потенціал напруги. Це можливо завдяки тому, що потенціали не інвертованих входів операційних підсилювачів DA1.2 та DA1.3 дещо більші, ніж потенціал інвертованих входів за рахунок струмів зміщення підсилювачів. Під час видиху температура чутливого елемента збільшується, що призводить до збільшення напруги на виході підсилювача DA1.1. За рахунок наявності резистору R8 напруга на інвертованому вході компаратора DA1.3 збільшується швидше, ніж на не інвертованому вході, що призводить до перемикання компаратору. Це, в свою чергу,

призводить до перемикання триггеру DD2.1 – на його прямому виході (вивід 5) з'являється високий потенціал. Стан триггеру відображається за допомогою індикаторів HL1 та HL2. Тобто, під час видиху індикатор HL1 вимикається, а HL2 вмикається. Високий потенціал виходу триггера DD2.1 вмикає формувач короткого імпульсу початку видиху DD2.2. Наявність цього імпульсу показує індикатор HL3. Під час вдиху температура чутливого елемента зменшується. Це призводить до зменшення напруги на виході підсилювача DA1.1, що в свою чергу призводить до перемикання компаратора DA1.2 – на його виході встановлюється низький потенціал напруги. На виході компаратора DA1.3, при цьому, встановлюється високий потенціал напруги. Це призводить до перемикання триггеру DD2.1. Тобто, на його прямому виході (вивід 5) встановлюється низький потенціал, індикатор HL2 вимикається, а індикатор HL1 вмикається. Елементи VD4, VD5, R12, R13 використовуються для захисту входів триггера DD1.1 від негативного значення напруги на виходах компараторів. Конденсатори C6, C7 використовуються для фільтрації першод, коли виходи компараторів мають негативне значення напруги.

Сигнали з виходів тригерів DD1.1 та DD1.2 виводяться на реєструючий пристрій («Вихід 1» та «Вихід 2»), в якості якого можна використовувати персональний комп'ютер.

Для живлення приладу використовується блок живлення, на виході якого є стабілізовані напруги + 5 та – 5 В. Схема блока живлення типова, і наведена на рис. 2. Перелік елементів блока живлення наведено в таблиці 2.



**Рис. 2.** Блок живлення приладу реєстрації частоти дихання. Схема електрична принципова

Блок живлення містить трансформатор T1, який має відвід від середини вторинної обмотки. Міст діодний VD1 виконує перетворення змінної напруги на постійну, а конденсатори C1, C2 виконують згладжування цієї напруги. Конденсатори C3, C4 використовуються для фільтрації постійної напруги від високочастотних завад. Мікросхеми DA1 та DA2 являють собою параметричні стабілізатори позитивної (DA1) та негативної (DA2) напруги 5 В. Конденсатори C5 – C8 використані для додаткової фільтрації цих напруг.

Запропонований нами прилад має декілька суттєвих переваг у порівнянні з пневмографами, плетизмографами та фотоплетизмографами. Перш за все, він є досить простим, не потребує спеціально облаштованих камер, застосування масок на обличчі, поясів для грудної клітки та складних підсилювачів сигналу. Крім того, розміщення чутливого елемента не завдає незручності обстежуваному, так як чутливий елемент не торкається самого обстежуваного. Людина під час реєстрації дихає вільно, на відміну від інших приладів, які зазвичай прикріплюються на обличчі обстежуваного і завдають певного дискомфорту. До недоліків цього приладу можна віднести обмеження температури в приміщенні, яка не має перевищувати 36,6 градусів. Оскільки за такої температури не буде реєструватися різниця температур, між навколишнім повітрям та повітрям, що видихається. Ще одним недоліком, запропонованого нами приладу, є неможливість вимірювати дихальні об'єми.

Таблиця 2

Перелік елементів схеми електричної принципової блоку живлення приладу реєстрації частоти дихання

Умовні позначення	Найменування	Кіл.	Примітка
C1, C2	Конденсатор С-EL 470,0 мкФ 16 В	2	
C3, C4	Конденсатор С-CER 0,1 мкФ 50 В	2	
C5, C6	Конденсатор С-EL 220,0 мкФ 10 В	2	
C7, C8	Конденсатор С-CER 0,1 мкФ 50 В	2	
DA1	Мікросхема ICL78L05	1	
DA2	Мікросхема ICL79L05	1	
T1	Трансформатор 220 В / 2 x 9 В, 0,1 А	1	
VD1	Міст діодний RS103	1	КЦ407А

### Висновки

Підсумовуючи все вище перераховане, можна стверджувати, що прилад запропонований нами, є досить простим та надійним, використання його у фізіологічних дослідженнях дає можливість експериментатору отримати об'єктивні дані щодо частоти та фаз дихання людини. Такий прилад стане в нагоді для тих, хто потребує даних щодо показників дихання людини і не має можливості використовувати високоточні пневмографи або прилади на основі методу фотоплетизмографії.

### Література

1. Павлов С.В. Інформаційні технології оброблення фотоплетизмографічних сигналів на основі Фур'є-перетворень / Павлов С.В., Прокопова М.О., Козловська Т.І., Мазен М. // Біомедичні оптико-електронні системи та прилади. – 2009. – С.164-172.
2. Павлов С.В. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи / Павлов С.В., Кожем'яко В.П., Петрук В.Г. та ін. – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця. – 2007. – 254 с.
3. Блохин И.П. Фазовый анализ дыхательного акта / Блохин И.П. // Физиол. журн. СССР. – 1980. – Т.65. – № 12. – С. 1783-1789.
4. Гришин О.В. Действие дополнительного сопротивления дыханию на вентиляцию и газообмен в легких у больных ХОБЛ / Гришин О.В., Урюмцев Д.Ю. // Бюллетень: Физиология и патологии дыхания. – 2013. – Вып.50. – С.16-19.
5. Черниговский В.Н. Физиология дыхания. В серии: "Руководство по физиологии". Под ред. Акад. В.Н. Черниговский. – 1973. Изд-во "Наука", Ленингр. отд., Л.- 352 с.
6. Clarenbach CF. Monitoring of ventilation during exercise by a portable respiratory inductive plethysmograph / Clarenbach CF., Senn O., Brack T., et al. // Chest. – 2005. V 128 (3). – P.1282-1290.
7. Monasterio V. Robust classification of neonatal apnoe-related desaturations / Monasterio V., Burgess F., Clifford CD. // Physiol. Meas. – 2012. – V 33 (9). – P.1503-1516.

**Аннотация.** *Собищанский С.О., Чичкин В.С., Макаруч М.Ю. Система для регистрации внешнего дыхания у человека. Предложено устройство, принцип действия которого заключается в регистрации изменении температур на основе термоэлектрического эффекта. Предложенный авторами прибор, достаточно прост в использовании и не требует использования высокоточного оборудования для получения некоторых показателей дыхания человека.*

**Ключевые слова:** *термоэлектрический эффект, пневмограф.*

*Summary. Sobishchanskyi S.O., Chichkin V.S., Makarchyk M.U. The system for the registration of external respiration in humans. Proposed device, principle of which is to record the temperature variations based on the thermoelectric effect. Proposed authors device is easy to use and does not require the use of high-precision equipment for some of the indicators of human breathing.*

*Keywords: thermoelectric effect, pneumogram.*

**Київський національний університет імені Тараса Шевченка**

Одержано редакцією 24.01.2014

Прийнято до публікації 14.03.2014