

УДК 591.112.5

ВІДБІР АЛЬВЕОЛЯРНОГО ПОВІТРЯ ДЛЯ ГАЗОАНАЛІЗАТОРІВ БЕЗПЕРЕРВНОЇ ДІЇ

В. С. Міщенко, В. Д. Моногаров, Р. Я. Левін

Проблемна лабораторія Київського інституту фізичної культури

Пряме визначення складу альвеолярного повітря, як правило, пов'язане з відбором кінцевих порцій видихуваного повітря, з деякими варіантами методики самого відбору, запропонованими різними авторами [1—6].

Цей спосіб в автоматизованому вигляді [1, 9,—11] дозволяє протягом певного часу збирати в газоприймачі усереднене альвеолярне повітря наприкінці видиху. Проте в деяких випадках, зокрема, в період напруженої м'язової діяльності, виникає необхідність безперервного вивчення складу усередненого альвеолярного повітря паралельно з складом видихуваного повітря. Для цієї мети найбільш зручно використати газоаналізатори безперервної дії типу ПГІ-2 або «Спіроліт», проте ці прилади потребують безперервної подачі значної кількості аналізованого повітря, близько 150—350 мл/хв. При застосуванні існуючих принципів відбору проб згадані прилади не можуть бути використані.

Ми пропонуємо метод, який ґрунтується на використанні енергії перепаду тиску під маскою від вдиху до видиху, для приведення в дію пневматичного насоса, який відсмоктує повітря під час вдиху за видихальним клапаном.

Розробляючи конструкцію системи відбору альвеолярного повітря, ми виходили, як це прийнято, з того, що під час вдиху повітря, яке заповнює простір повітряносною системи за видихальним клапаном, є повітрям кінця попереднього видиху, тобто за своїм складом близьким до альвеолярного.

У зв'язку з цим цілком виправданий спосіб відбору повітря з простору за видихальним клапаном маски або загубника з клапанним пристроєм. Необхідно було вирішити завдання відбору повітря порціями, що залежать від величини дихального об'єму в момент початку вдиху і, водночас, безперервної подачі його на аналізатор.

Найбільш прийнятним способом вирішення цього завдання було введення додаткового насоса з регульованим виходом у повітряносну ланку подачі альвеолярного повітря в газоаналізатор.

Підібраний нами для цієї мети вібраційний насос (максимальна продуктивність 50 мл/сек) включається на короткий період часу, в момент, коли за видихальним клапаном знаходиться порція повітря кінця видиху. Замикання ланки насоса протягом дихального циклу здійснюється контактною системою, яку приводить у дію різниця тисків у підмасочному просторі. Контактна система побудована так, що ланцюг насоса включається на нетривалий період часу в момент початку вдиху (табл. 1).

Для усунення впливу зміни рівномірності потоку газу на датчик аналізатора, як за витратою, так і за тиском, система передбачає усереднену камеру (200 мл) з клапаном переповнення. Незважаючи на те, що альвеолярне повітря надходить в усереднену камеру періодично, невеликими порціями (табл. 1), на аналізуючий прилад воно подається безперервно, за рахунок насоса газоаналізатора. Це дозволяє при всіх режимах дихання підтримувати приблизно однакове (600 ± 50 мл/хв) надходження альвеолярного повітря в усереднювальну камеру. Завдяки більшій продуктивності додаткового насоса, контактна система замикання електричного кола насоса може бути відрегульована так, щоб відбір проб повітря наприкінці видиху здійснювався лише протягом нетривалого часу (0,2—1,5 сек). Така тривалість відбору проб повітря наприкінці видиху виключає будь-яке значне дифузійне змішування початкових і кінцевих порцій кожного з наведених у табл. 1 дихальних об'ємів при діаметрі повітряносної труби за видихальним клапаном 30 мм. Час повного оновлення аналізованого альвеолярного повітря в усереднювачі 8—10 сек.

Режим роботи вібраційного насоса при різних дихальних об'ємах наведених в табл. 1. Згаданий режим роботи вібраційного насоса дозволяє уникнути значного запізнення подачі повітря на аналізатор, а також відмінностей запізнювання залежно від зміни режиму дихання.

Так запізнювання подачі проб від місця відбору альвеолярного повітря становить 3—4 сек, при довжині повітряносних шляхів близько 100 см та їх об'ємі разом з усереднювачем близько 210 см³.

Беручи до уваги технічні характеристики газоаналізаторів типу «Спіроліт», таке запізнювання задовільне для більшості видів досліджень газообмінної системи організму.

Однією з конструктивних частин приладу є наявність регульованої нормально розміщеної контактної системи, яка забезпечує замикання кола живлення насоса при різних режимах роботи. Контакт замикання складається з рухомої і нерухомої частини. Рухома

частина контакту приводиться в дію капсулою Маррея, з'єднаною з підмасочним простором. Регульованою є рухома частина контакту, виготовлена на основі мікрометричного гвинта. Розташування частин системи і загальна схема підключення показані на рис. 1.

Для оцінки точності методу одержані нами відомості про склад альвеолярного повітря порівнювали з даними, одержаними одночасно з певних точок за методом [8] відбору проб у газоприймачі.

У табл. 2 наведені результати такого порівняння складу альвеолярного повітря, одержаного протягом фізичного навантаження на велоергометрі в умовах стійкого ста-

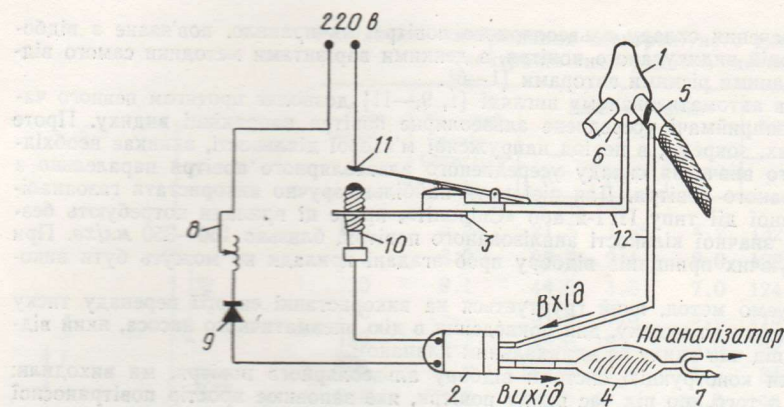


Рис. 1. Схема пристрою для безперервного відокремлення альвеолярного повітря.

1 — маска, 2 — вібраційний насос, 3 — капсула Маррея, 4 — усереднювач, 5 — клапан видиху, 6 — підмасочний вхід капсули Маррея, 7 — клапан перепоповнення усереднювача, 8 — регульовальний опір, 9 — діод, 10 — мікрометричний гвинт — регульована частина контакту, 11 — рухома частина контакту, 12 — повітряносні з'єднання.

ну, при різних рівнях споживання кисню. Першу пробу брали у різних обслідуваних при споживанні кисню близько 1,5 л/хв, другу пробу — 2,5 л/хв, третю пробу — 4 л/хв.

Як видно з табл. 2, середня відмінність одержуваних тим та іншим методом результатів перебуває в межах похибки методу газоаналізу.

Дані, одержані з допомогою запропонованої методики відокремлення альвеолярного повітря, перевіряли на відтворюваність результатів методом повторних проб.

Перевірка показала, що похибка повторних вимірювань у всіх випадках не перевищує 4% від абсолютних значень.

Таблиця 1

Режим роботи додаткового насоса в системі відбору альвеолярного повітря при різних частоті дихання і різних дихальних об'ємах

Частота дихання, раз/хв	Дихальний об'єм, л	Величина відібраної кінцевої порції видиху, мл	Тривалість відбору, сек
8	0,5	75	1,5
15	0,8	45	0,9
20	0,95	30	0,6
25	1,3	25	0,5
30	1,6	20	0,4
35	2,0	17	0,35
40	2,5	15	0,3
45	2,7	13	0,25
50	2,5	11	0,2

Таблиця 2

Порівняльні дані складу альвеолярного повітря, одержані методом відбору окремих проб і методом безперервного відділення при фізичному навантаженні у чоловіків молодого віку (20—24 роки)

Номер проби	Обслідуваний	Метод відбору проб		Метод безперервного відділення	
		% O ₂	% CO ₂	% O ₂	% CO ₂
I	A	15,7	4,3	15,6	4,3
	B	15,9	4,3	15,9	4,4
	C	16,2	4,0	16,0	4,0
II	A	14,7	5,0	14,6	4,9
	B	15,1	4,9	15,2	4,8
	C	15,0	5,2	15,1	5,2
III	A	16,4	3,7	16,3	3,6
	B	16,7	3,9	16,5	3,9
	C	16,5	3,6	16,5	3,5

Для зіставлення показників вмісту O_2 і CO_2 в альвеолярному повітрі, одержуваних розглядуваним методом, з вмістом O_2 і CO_2 у видихуваному повітрі була також проведена спеціальна серія експериментів з паралельною реєстрацією складу альвеолярного і видихуваного повітря протягом фізичного навантаження з підвищеною інтенсивністю до відмовлення від роботи. Для цього використовували два газоаналізatori типу «Спіроліт» з відповідно збалансованим часом запізнення кожного з них (рис. 2). Це зіставлення також дало задовільні результати. Про це посередньо можуть свідчити показники фізіологічного мертвого дихального простору та відношення альвеолярної вентиляції до хвилинного об'єму дихання, обчислені з даних про вміст CO_2 у видихуваному і альвеолярному повітрі та легеневої вентиляції. Абсолютні значення цих показників, а також закономірності їх зміни протягом даного фізичного навантаження повністю відповідають відомим літературним даним [2, 3, 4, 10].

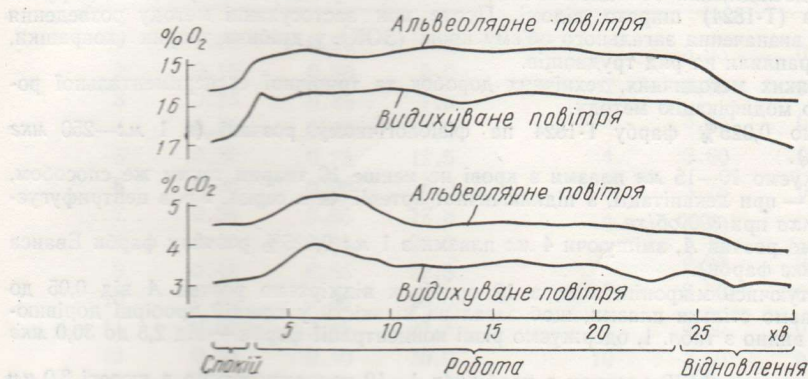


Рис. 2. Динаміка зміни складу альвеолярного повітря, визначена запропонованим методом у порівнянні з складом видихуваного повітря при фізичному навантаженні у чоловіків 20—24 років.

Графічна безперервна реєстрація зміни вмісту O_2 і CO_2 не тільки у видихуваному повітрі, як це робили раніше, але й в альвеолярному повітрі дає можливість одержати термінову інформацію про динаміку зміни альвеолярної вентиляції і фізіологічного мертвого дихального простору протягом фізичних навантажень, дозволяє більш повно оцінювати умови газообміну в легенях.

Отже, запропонований пристрій для відбору альвеолярного повітря з далішим його аналізом на газоаналізаторі безперервної дії відрізняється досить високим ступенем точності, простотою відтворення в лабораторних умовах та надійністю в експлуатації.

Література

1. Колчинская А. З., Середенко М. М., Фридлянский В. Я.— Кислород. режим организма и его регулir., К., «Наукова думка», 1966.
2. Маршак М. Е.— Регуляция дыхания, кровообр., газообм., М., 1948.
3. Assmussen E., Nielsen M.— Acta Physiol. Scand., 1956, 38, 1—21.
4. Asmussen E.— In: Handbook of Physiol., 3, Respiration, 11, Baltimore, 1965.
5. Haldane J., Priestley J.— Respiration. New Haven — Oxford, 1935, 12, 493.
6. Lindgard J.— J. Physiol., London, 1911, 42, 337.
7. Nielsen M., Smith H.— Acta Physiol. Scand., 1951, 24, 293.
8. Rahn H., Otis H.— J. Appl. Physiol., 1949, 1, 717.
9. Severinghaus J., Hamilton F.— J. Appl. Physiol., 1970, 28, 2, 244.
10. Wasserman K., Kessel A., Burton G.— J. Appl. Physiol., 1967, 22(1), 71.

Надійшла до редакції
24.X 1973 р.