

М.М. Коваленко, О.А. Куцяк, В.О. Лопата

Медико-технічні аспекти застосування моніторингу дихання пацієнтів у клінічній практиці

У статті висвітлені основні технічні принципи, якими керувалася група фахівців при розробці монітора дихання. Наведено блок-схему монітора, описано алгоритм його роботи. Обговорено результати моніторингу респіраторної функції пацієнтів у післяопераційному періоді, проілюстровані характерними епізодами дихання. Описано запропоновану авторами методику аналізу динаміки дихання в часі. Визначено можливі кроки вдосконалення апаратно-програмних засобів монітора дихання пацієнта.

Ключові слова: моніторинг дихання, вентиляційна функція легень.

ВСТУП

Актуальність моніторингу дихання в клініці зумовлена зростаючою кількістю, складністю та тривалістю хірургічних втручань, а також важкими наслідками можливих розладів вентиляційної функції легень (ВФЛ) пацієнтів, особливо в післяопераційний період. Головним завданням моніторингу при цьому є своєчасна діагностика порушень ВФЛ пацієнта, зокрема визначення епізодів апное, сприяння адекватній тактиці та підвищенню ефективності заходів інтенсивної терапії [6].

МЕТОДИКА

Під час клінічних випробувань монітора

дихання проведено низку сеансів моніторингу ВФЛ пацієнтів, метою яких було визначення можливостей програмно-апаратних засобів монітора та аналіз отриманої при цьому інформації. Випробування проходили у відділенні реанімації та інтенсивної терапії Олександрівської лікарні м. Києва впродовж післяопераційного періоду пацієнтів обох статей віком від 35 до 60 років.

Монітор дихання пацієнта (технічні умови України (ТУ У) 33.1-05417093-003:2008), розроблений протягом 2006–2008 рр. спеціалістами Інституту фізіології ім. О.О. Богомольця НАН України і ТОВ „Сенсорні системи” [1, 4], забезпечує в режимі реального часу вимірювання та реєстрацію найбільш інформативних показників ВФЛ (таблиця).

Технічні характеристики монітора дихання пацієнта

Показник вентиляційної функції легень	Діапазон вимірювань (обчислень)	Межа похибки вимірювань (обчислень)
Частота дихання, хв ⁻¹	1 – 100	± 1
Дихальний об'єм, л	0,1 – 3000	± 8
Тривалість інспіраторної фази окремого циклу дихання (вдиху), с	1 – 20	± 0,2
Тривалість експіраторної фази окремого циклу дихання (видиху), с		
Хвилинний об'єм дихання, л/хв	1 – 20	± 8

© М.М. Коваленко, О.А. Куцяк, В.О. Лопата

При розробці монітора було використано сучасні принципи проектування систем спірометрії та моніторингу ВФЛ, проводився порівняльний аналіз медико-технічних характеристик засобів непрямой та прямої реєстрації показників дихання.

Непрямі методи моніторингу використовують реєстрацію коливань грудної клітки при диханні сенсорами переміщення, пристроями вимірювання імпедансу грудної клітки та реографічними пристроями. Вони більш прості порівняно з прямими методами вимірювань об'ємних швидкостей повітряних потоків при диханні, але поступаються їм у достовірності отриманої інформації і точності визначення показників дихання. Більшість сенсорів, які при цьому використовуються, надзвичайно чутливі до вібрацій, випадкових переміщень, легко пошкоджуються; недостатньо надійні [11]. Враховуючи це, непрямі методи моніторингу використовуються лише для визначення фаз дихального циклу, дихальних пауз і частоти дихання.

Зважаючи на необхідність отримання максимально можливої кількісної інфор-

мації при проведенні моніторингу дихання, було обрано метод прямого вимірювання об'ємної швидкості повітряних потоків при диханні за допомогою флоуспірометричного перетворювача (ФСП), характеристики якого визначаються відповідними стандартами та медико-технічними вимогами [2, 10]. Для реалізації обраного методу був використаний патентований ФСП з напірним пристроєм [3], який має функціональні характеристики: опір диханню не більше ніж $8 \text{ Па} \cdot \text{хв} \cdot \text{л}^{-1}$; об'єм „мертвого простору” не більше ніж 15 мл; діапазон вимірювань об'ємної швидкості повітряних потоків від 1 до $100 \text{ л} \cdot \text{хв}^{-1}$.

Прийняті технічні рішення визначили структуру загальної блок-схеми монітора (рис. 1).

Відповідно до представленої блок-схеми, робота монітора побудована таким чином:

1. Вимірюваний повітряний потік з об'ємною швидкістю (Q) спрямовується до сенсора потоку, де перетворюється на перепад тиску (Δp).

2. Перепад тиску Δp вимірюється сен-

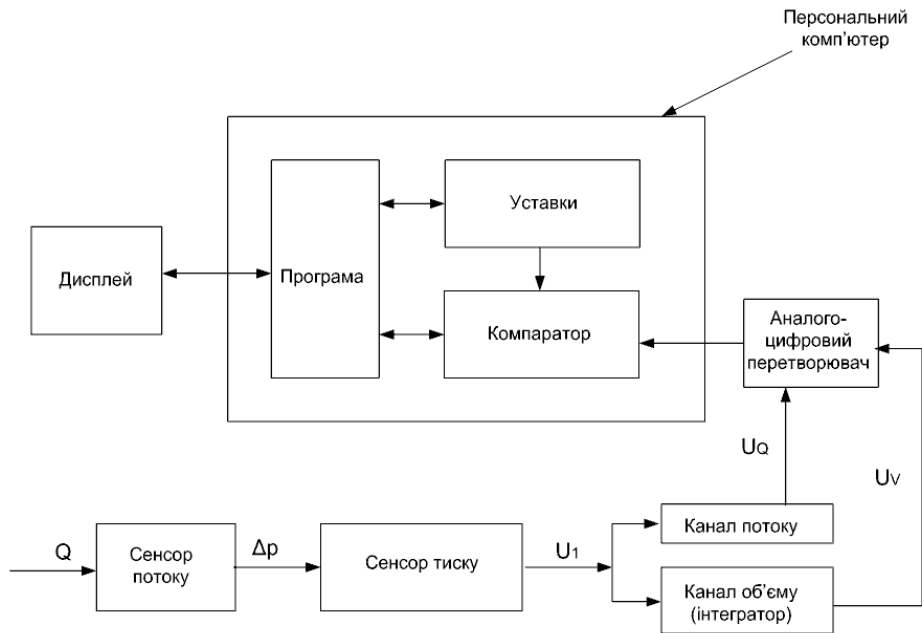


Рис. 1. Блок-схема монітора дихання пацієнта

сором тиску і перетворюється ним на відповідну до його величини напругу постійного струму U_1 .

3. Напруга U_1 подається на паралельні канали – канал потоку, де підсилюється до величини U_Q , пропорційній об'ємній швидкості потоку Q , і канал об'єму, де інтегрується і підсилюється до величини U_V , пропорційній об'єму потоку повітря.

4. Напруга U_Q та U_V паралельно подається на аналого-цифровий перетворювач, де перетворюються у відповідні цифрові коди.

5. На компараторі цифрові коди з АЦП монітора зіставляють з кодом уставок показників дихання, які контролюються.

6. За результатами зіставлення кодів на компараторі, інформація про патерн дихання виводиться на дисплей, а при необхідності формується сигнал тривоги.

7. Всі процедури моніторингу виконуються за програмою відповідно з певним алгоритмом.

Процедура передачі інформації в режимі моніторингу визначається поставленими задачами і може відбуватися як екстремним чином, коли поточні значення обчислюваних показників патерна дихання виходять за межі початкових уставок, так і регулярними пересиланнями масиву даних, накопичених за визначений період часу. Екстремний варіант процедури передбачений для випадків зупинки дихання на період, що перевищує 5 с, або неприпустимого зниження величини дихального об'єму (ДО).

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Основні типи порушень ВФЛ, які були виявлені у пацієнтів, наведені на рис. 2 та 3, на яких представлені графіки реєстрації змін показників об'ємної швидкості (Q) та об'єму (V) в часі.

На рис. 2 визначені епізоди гіперпноє, які тривають довгий час (до 2 хв 20 с). Усереднені за цей період значення ЧД, ДО та хвилинного об'єму дихання (ХОД) становлять 28 хв^{-1} , 570 мл та 15,96 л/хв

відповідно і характеризують стан гіпервентиляції [7].

Для аналізу динаміки дихання було використано метод формування діаграм, на яких поєднано зміни у часі (з дискретністю 20 с) показників ЧД та ДО. На рис. 4 цей метод проілюстрований моніторними даними епізодів дихання двох пацієнтів.

ДО пацієнта Х1 (див. рис. 4, а) не зазнає особливих змін в часі спостережень (13 хв 40 с), коливаючись від 138 до 300 мл, за винятком раптового підвищення від 156 до 1087 мл в період від 7 хв 20 с до 8 хв 00 с. Значення ЧД пацієнта в основному коливаються в межах $19\text{--}23 \text{ хв}^{-1}$, підвищуючись в моменти часу 3 хв 20 с та 13 хв 40 с до

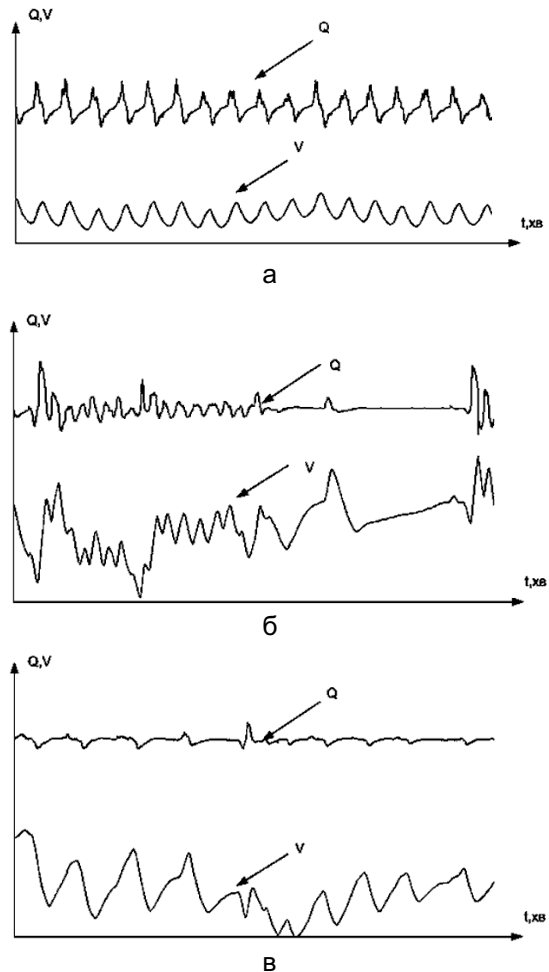


Рис. 2. Епізоди гіперпноє (а), апноє (б) та апноєзису (в)

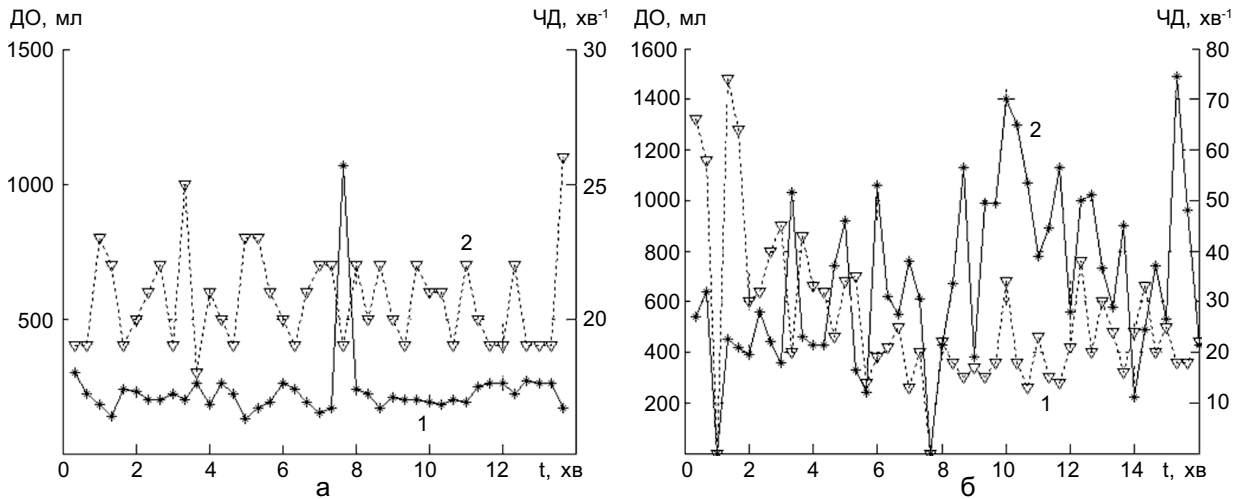


Рис. 3. Аналіз динаміки дихання пацієнтів X1 (а) та X5 (б): 1 – дихальний об'єм, мл, 2 – частота дихання, хв⁻¹

значень 25 та 26 хв⁻¹ відповідно.

Процес дихання пацієнта X5 (див. рис. 4, б) можна охарактеризувати як дуже нестабільний. В часі спостережень (16 хв 00 с) значення ЧД коливаються в межах 0–75 хв⁻¹, а значення ДО – від 0 до 1500 мл, що означає серйозні порушення ВФЛ. Переважає гіпервентиляція, яка межується з епізодами апное тривалістю до 8 с.

Описаний метод аналізу результатів моніторингу був позитивно оцінений спеціалістами як наглядний та інформативний. Враховуючи це, нами була розроблена спеціальна підпрограма для формування і візуалізації відповідних діаграм.

В цілому результати клінічних досліджень монітора дихання пацієнта продемонстрували доцільність використаних технічних рішень, а також перспективність удосконалення існуючої конструкції апарата з метою вирішення більш складних задач респіраторного моніторингу як у післяопераційному періоді, так і під час штучної вентиляції легенів пацієнта (ШВЛ) в операційній залі.

ВИСНОВКИ

1. Прямий метод моніторингу дає змогу

отримати достатньо повні та інформативні кількісні дані, що детально характеризують процес дихання пацієнтів в післяопераційний період.

2. Запропонований метод аналізу динаміки дихання пацієнтів дає можливість у наочній формі діаграми і в режимі реального часу відтворити особливості процесів, що монітуються.

3. Наступними кроками вдосконалення монітора дихання пацієнта необхідно передбачати:

розробку підпрограми визначення індексу швидкого поверхневого дихання (відношення ЧД / ДО), який є важливим предиктором успішного відлучення пацієнта від апарата ШВЛ [5];

можливість інтегрування вимірювального каналу в систему респіраторного моніторингу апарата ШВЛ для вирішення задач контролю його режимів, в т.ч. формування петель „тиск – об'єм” та „потік – об'єм” [8, 9];

розробку підпрограми розрахунку показників розтяжності та опору легеневої структури пацієнта за вимірюваними показниками об'ємних швидкостей, об'ємів і тисків, властивих повітряним потокам при диханні.

М.М. Коваленко, О.А. Куцяк, В.О. Лопата

**МЕДИКО-ТЕХНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ
ПРИМЕНЕНИЯ МОНИТОРИНГА ДЫХАНИЯ
ПАЦИЕНТОВ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ**

В статье освещены основные технические принципы, которыми руководствовалась группа специалистов при разработке монитора дыхания. Приведена блок-схема монитора, описан алгоритм его работы. Обсуждены результаты мониторинга респираторной функции пациентов в послеоперационном периоде, проиллюстрированные характерными эпизодами дыхания. Описана предлагаемая авторами методика анализа динамики дыхания во времени. Определены возможные шаги усовершенствования аппаратно-программных средств монитора дыхания пациента.

Ключевые слова: мониторинг дыхания, вентиляционная функция легких.

M.M. Kovalenko, O.A. Kutsjak, V.O. Lopata

**MEDICAL AND TECHNICAL ASPECTS OF
PATIENT'S RESPIRATION MONITORING
USING IN CLINICAL PRACTICE**

The article shows basic technical principles that have guided the design team of patient's respiration monitor. A block scheme of the monitor is showed, an algorithm of its work is described. Results of patient's respiratory function monitoring in postoperative period is discussed and illustrated by characteristic episodes of breathing. Authors describe the proposed method for analyzing the dynamics of respiration in time. Lot of possible steps for the improvement of hardware-software tools of patient's respiration monitor are determined. Key words: respiratory monitoring, lung ventilation function.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Коваленко М.М., Маньковська І.М., Носар В.І.,

Бондар М.В., Куцяк О.А., Янчій Р.І. Возможности застосування моніторингу дихання в клінічній практиці // *Електроніка і зв'язь*. – 2008, № 3–4. Темат. вып. “Проблеми електроніки”, ч.2. – С. 131–136.

2. Лопата В.А. Медико-технические требования к флоуспиromетрам: стандарты, перспективы и возможности выполнения // *Укр. пульмонолог. журн.* – 2005, № 3 (додаток). – С. 46–49.
3. Лопата В.О. Пристрій для вимірювання об'ємної швидкості повітряного потоку при диханні. Патент України № 57988 А, кл. А 61 В 5/08, публ. 15.07.2003 р. Бюл. № 7.
4. Лопата В.О., Петрова О.О., Чорний П.М., Куцяк О.А., Ель Шебах М.А.-А. Технічні аспекти розробки монітора дихання // *Електроніка і зв'язь*. – 2008, № 3–4. – Темат. вып. “Проблеми електроніки”, ч.2. – С. 137–140.
5. Пилипенко М.М. Інтеграція новітніх технологій механічної вентиляції та моніторингу. – Концепція респираторної станції // *Мед. техніка*. – 2008. – №3 (4). – С.18–24.
6. Сатишур О.Е. Механическая вентиляция легких. – М.: Мед. лит., 2006. – 352 с.
7. Словарь-справочник по физиологии и патофизиологии дыхания / Под ред. Березовского В.А. – К.: Наук. думка, 1984. – 256 с.
8. Harris R.S. Pressure-Volume Curves of the Respiratory System // *Resp. Care*. – 2005. – 50, № 1. – P. 78–99.
9. Lucangelo U., Bernabe F., Blanch L. Respiratory Mechanics Derived From Signals in the Ventilator Circuit // *Ibid.* – P. 55–67.
10. Miller M. R., Hankinson J., Brusasco V., Burgos F., Casaburi R., Coates A., Crapo R., Enright P., van der Grinten C. P. M., Gustafsson P., Jensen R., Johnson D., MacIntyre N., McKay R., Navajas D., Pedersen O. F., Pellegrino R., Viegi G. Wanger J. Standardisation of spirometry // *Eur. Resp. J.* – 2005. – 26, № 1. – P. 319–338.
11. Sanborn W.G. Monitoring Respiratory Mechanics During Mechanical Ventilation: Where Do the Signals Come From // *Resp. Care*. – 2005. – 50, № 1. – P. 55–67.

*Нац. техн. ун-т України „Київський політехнічний інститут”;
Ін-т фізіології ім. О.О. Богомольця НАН України, Київ*