

УДК 543.27

В.Й. Котовський, канд. техн. наук, В.Л. Осауленко, П.О. Івченко

Канал контролю парціального тиску кисню у міжклітинній рідині

Предложены схемотехнические и алгоритмические решения для создания канала контроля парциального давления кислорода в межклеточной жидкости, для использования в составе многоканального комплекса неинвазивных исследований биологических объектов.

The circuit technique and algorithmic decisions for making the channel to checking partial oxygen pressures in intercellular liquids, which can be used in multichannel complex for uninvasiveness studies biological object, are proposed.

Вступ

В останні роки в практичній медицині все більша увага приділяється методам неінвазивної діагностики, що відповідають вимогам забезпечення повної безпеки обстеження, його комфортності, оперативності, при збереженні високої вірогідності кількісних результатів. У зв'язку із цим розробка й практична апробація нових методів дослідження й підходів до створення діагностичної апаратури для оперативного аналізу функціонального стану різних органів і систем біологічних об'єктів (БО), представляється вкрай актуальним завданням. Це особливо важливо з урахуванням сучасних тенденцій створення попереджувальної медицини на основі системного підходу й теорії функціональних систем (ФС) [1,2].

Для розширення можливостей отримання діагностичної інформації в галузі функціональної діагностики, все частіше використовуються багатоканальні системи моніторингу, де можливо об'єднання різних інформаційних потоків для отримання нової інформації про об'єкт дослідження [3,4].

У роботах [5,6] автори пропонують комплексний підхід до проблеми ранньої діагностики судинних патологій БО, однією із складових якого є канал черезшкірного (транскутанного) контролю парціального тиску кисню (pO_2) у міжклітинній рідині в реальному масштабі часу, кількісне визначення якого необхідно практично в усіх областях біомедицини [7–9].

Параметр pO_2 є найбільш інтегральним і чутливим індикатором надходження O_2 у клітки, що вказує на адекватність поглинання цього газу в легенях, і сьогодні немає інших способів його визначення *in-vivo*, крім використання транскутанної методики.

Вивчення ролі O_2 в забезпеченні нормальної життєдіяльності БО, є одним із традиційних напрямків біомедицини. Цьому питанню присвятили свої фундаментальні роботи багато вітчизняних і зарубіжних дослідників (П. Бер, І. М. Сеченов, В. В. Пашутін, Д. Баркрофт, М. М. Сиротинін, І. Р. Петров, А. М. Чарний, Е. М. Крепс та ін.). Актуальність проблеми обумовлена тим, що транспорт кисню й біологічне окислювання є життєво важливими процесами, порушення яких входить у патогенетичні механізми багатьох патологічних станів БО.

Інвазивні методи дослідження мають багато недоліків: не завжди можлива катетеризація артерій, що сприяє тромбоутворенню, інфікуванню, електроди мають потребу в частому калібруванні і т.інш. Транскутанне вимірювання pO_2 тісно корелює з парціальним тиском кисню артеріальної крові як у новонароджених дітей, так і у дорослих [10] і є неінвазивним.

Постановка задачі

В медичній практиці широко використовуються прилади для транскутанного визначення та контролю pO_2 , – наприклад газоаналізатори TCM3 Radiometer (Данія), TCO₂M Respiration Inc. (США) [11–13]. Ці прилади головним чином призначені для цілодобового моніторингу пацієнтів і не в повній мірі задовольняють потреби при проведенні досліджень функціонального стану БО в умовах патології і норми. Наприклад, незважаючи на високі метрологічні характеристики цих приладів, спостерігається недостатня швидкодія. Крім того, зазначені прилади мають досить високу ціну (від 10000 доларів США).

В ході виконання авторами науково-дослідної роботи, пов'язаної з розробкою комплексного методу неінвазивної експрес-діагностики БО, виникла необхідність у розробці лабораторного зразку пристрою для виміру та контролю pO_2 в міжклітинній рідині, який може бути використаний як у складі дослідницького комплексу, так і окремий прилад для отримання діагностичної інформації, пов'язаної з газообмінними процесами.

В роботі [14] авторами запропонована технологія виготовлення чутливого елемента газоаналізатора – транскутанного сенсора кисню (ТСК), який має оптимальні конструктивні параметри з задовільними експлуатаційними харак-

теристиками, що цілком використано при створенні пристрою.

За основу технічних характеристик взято показники газоаналізатору TCO₂M Respiration Inc. (США) [13].

Структура вимірювального каналу

Канал неінвазивного виміру рО₂ у міжклітинній рідині, що пропонується для використання в дослідницьких цілях, реалізовано на базі плати ADC-DAC типу PCI-1602.

Структурна схема каналу представлена на рис. 1.

До складу каналу входить: ТСК електрохімічного типу на базі модифікованого електроду типу Clark, конструкція та принцип функціонування якого розглянуті в роботі [10], блок узгодження ТСК, що містить в собі плату узгодження і плату живлення; персональний комп'ютер (ПК), в системному блоці якого розміщена плата PCI-1602 і плата сполучення блоку узгодження ТСК, монітор ПК, принтер, джерело безперервного живлення, сполучні кабелі.

Плата узгодження містить в собі:

- стабілізатор температури нагрівача ТСК;
- вимірювач температури;
- підсилювач сигналу ТСК;
- систему контролю стану вимірювального каналу.

Плата PCI-1602 (рис. 2) має наступні технічні характеристики:

Шина		PCI
Аналоговий вхід	Кількість потенціальних каналів	32
	Кількість диференціальних каналів	16
	Діапазон вхідних напруг	±1,25В, ±2,5В; ±5В; ±10В
	Роздільна здатність АЦП	16 бит
	Час перетворення	10 мкс
Аналоговий вихід	Кількість каналів	2
	Діапазон вихідних напруг	±5В; ±10В
	Роздільна здатність ЦАП	12 бит
	Час установлення	0,4 мкс
Цифровий вихід	Кількість каналів	16
Цифровий вхід	Кількість каналів	16

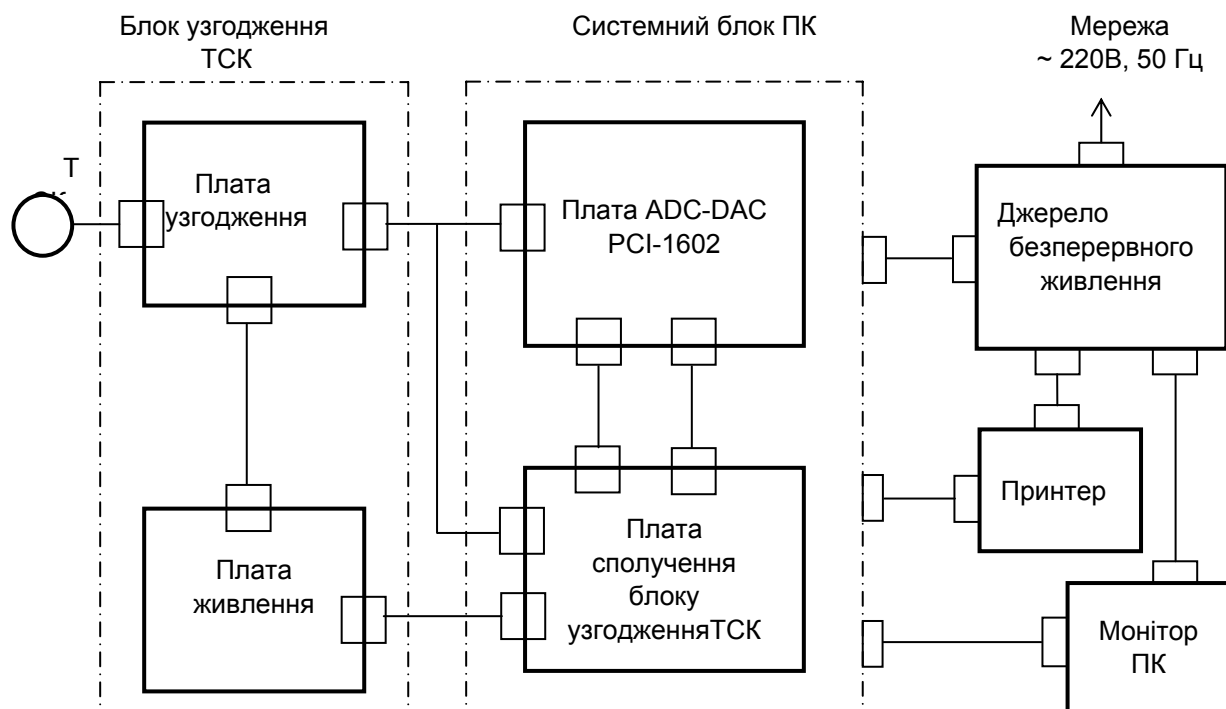


Рис. 1. Структурна схема вимірювального каналу

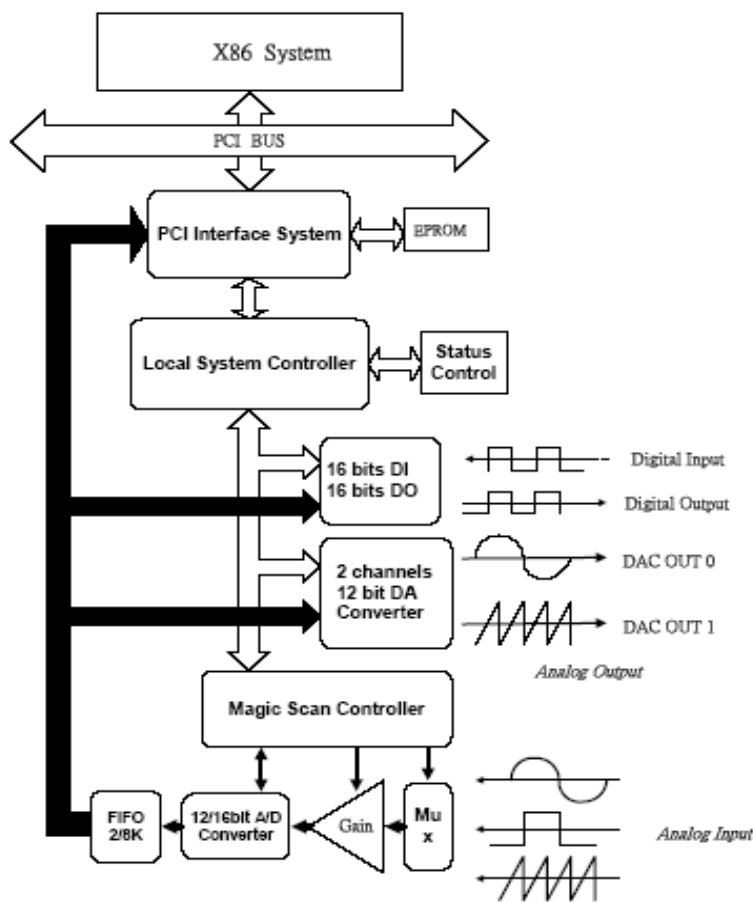


Рис. 2. Функціональна схема плати ADC-DAC PCI-1602

Розробка електричних принципових схем вимірювального каналу виконана в середовищі програми sPlan 5.0, з використанням комплектуючих елементів фірми Analog DEVICES та вітчизняного виробництва.

Алгоритм роботи каналу згідно структурної схеми

При надходженні O_2 через шкіру до ТСК, молекули цього газу дифундують через мембрану сенсора і викликають електрохімічну реакцію, що приводить до протікання струму через катод. Сигнал струму, пропорційний вмісту O_2 у вимірюваному середовищі з катода ТСК надходить на вхід підсилювача плати узгодження, де перетворюється в напругу і підсилюється до необхідного рівня. Після посилення напруга подається на вхід АЦП плати PCI-1602, де перетворюється в цифрову форму і надходить у ПК для подальшої обробки.

На монітор ПК виводиться інформація про локальну електричну потужність, у міліватах, яка необхідна ТСК для підтримки обраної температури, а також значення pO_2 у мм рт. ст. і температури ТСК у градусах Цельсія.

Конструкція блоку узгодження ТСК

Основним конструктивним елементом каналу виміру pO_2 є блок узгодження ТСК. Блок виконаний у стандартному пластмасовому корпусі OKW MEDITEC D160 з габаритними розмірами 290x200x74 мм, у якому розміщені монтажні плати (рис. 3).

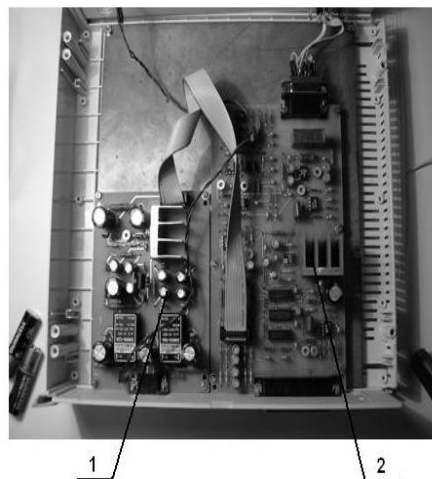


Рис. 3 Блок узгодження ТСК з монтажними платами: 1 – плата живлення; 2 – плата узгодження

Загальний вигляд блоку узгодження зі з'єднувальними кабелями, представлений на рис. 4.



Рис. 4. Блок узгодження зі з'єднувальними кабелями

Загальний вигляд вимірювального каналу для дослідження газообмінних процесів біологічних об'єктів, представлений на рис. 5.



Рис. 5. Вимірювальний канал для дослідження газообмінних процесів

За допомогою програми можна записувати результати вимірів у текстовий файл. Один файл може містити результати одного виміру.

Програмне забезпечення каналу

Для функціонування створеного лабораторного зразку каналу вимірювання pO_2 згідно запропонованого алгоритму роботи, у середовищі Delphi була розроблена спеціальна комп'ютерна програма (мова інтерфейсу – російська) під назвою OxiTerm (рис. 6), яка забезпечує виконання наступних операцій:

- розігрів і калібрування ТСК;
- контроль зміни pO_2 в часі з динамічним відображенням на екрані графіків тиску, потужності нагрівача і температури;
- збереження результатів вимірів у файлі внутрішнього формату з можливістю наступного завантаження й аналізу;
- вивантаження результатів вимірів у текстовий файл для аналізу зовнішніми засобами;
- вивід графіків вимірів на принтер;
- калібрування датчика температури;
- налаштування режимів відображення й збереження їх у файлі ініціалізації програми з наступним автоматичним відновленням.

У процесі проведення вимірювань доступні такі функції програми:

- автоматичний контроль температури ТСК, його підключення і напруг живлення (індикатори контролю);
- зміна масштабів відображення графіків;
- зміна значення періоду отриманої інформації прямо в процесі виміру;
- відключення відображення окремих графіків;
- включення і відключення режиму «відсічення»;
- включення режиму «Пауза»;
- вертикальний скролінг графіків за допомогою вертикальної смуги прокручування.

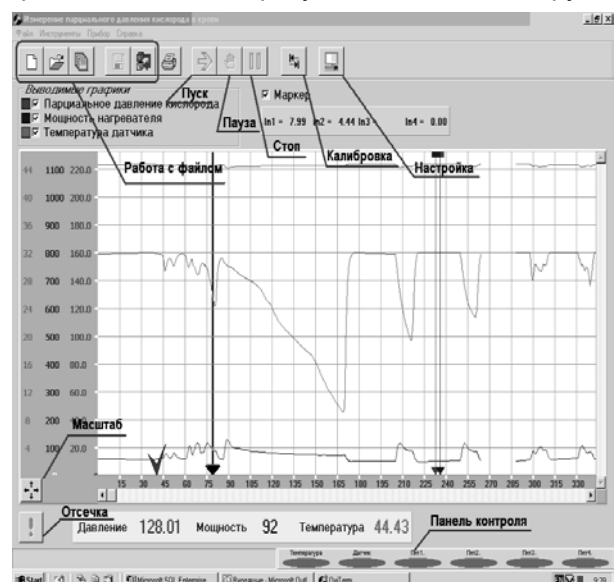


Рис. 6. Головне вікно програми

У теперішній час авторами проводяться експериментальні дослідження подальших можливостей вимірювального каналу у складі діагностичного комплексу, кінцевим результатом яких можуть бути поняття про одержання життєво важливих показників організму і ФС, що забезпечують підтримку цих показників на оптимальному рівні.

Висновки

Створено дослідний зразок лабораторного макету пристрою для дослідження динаміки O_2 в тканинах БО, що може мати як самостійний інтерес, так і велике прикладне значення, шляхом використання його в сполученні з іншими методами дослідження функціонального стану та клініко-фізіологічного обстеження для завдань діагностики.

Проведені випробування пристрою показали його високу ефективність: час відгуку O_2 складає понад 10 секунд, діапазон вимірювань pO_2 – від 0 до 200 мм рт. ст., або від 0 до 800 мм рт. ст. в залежності від режиму роботи пристрою, з стабільністю вище 2 мм рт. ст.

На даному етапі, пристрій повністю задовольняє вимогам з проведення неінвазивних досліджень газообмінних процесів у складі багатоканального комплексу. Із цього погляду вивчення діяльності БО полягає у вивченні динаміки змін pO_2 , як життєво важливого показника і відповідних змін у ФС живого організму.

Подальше удосконалення алгоритму роботи, та використання нових методів обробки вихідних сигналів, відкривають нові перспективи підвищення технічних характеристик приладів для визначення та контролю pO_2 *in-vivo*, що надасть можливість закласти базу для розробки вітчизняних газоаналізаторів O_2 з широкою сферою застосування.

Література

1. Судаков К. В. Функциональные системы организма // Медицина. – М.: 1987. – 432 с.
2. Анохин П. К. Очерки по физиологии функциональных систем // Медицина. – М.: 1974. – 446 с.
3. Колесов С.Н., Абызов А.А., Белов И.Ф. и др. Комплекс тепловизионной и многочастотной радиотермометрии для регистрации температурных реакций в норме и при различной патологии // Система терморегуляции при адаптации организма к факторам среды: Тез. докл. – Новосибирск. – 1990. – Т.2. – С. 262–263.
4. Котовський В.Й., Микитенко В.И. Використання багатоканальних оптико-електронних систем для дослідження біологічних об'єктів/ XXIX Международная научно-техническая конференция "Электроника и нанотехнологии", ч. 1 – №2-3. – Киев. – 2009. – С. 187 – 190.
5. Котовський В.Й., Ячник А.І., Довженко О.П., Ройтман Е.М., Шевченко В.В. Сучасний підхід до проблеми ранньої діагностики захворювань судинної системи / Електроника и связь – №6(35) – 2006 – С. 24 – 29.
6. Котовський В.Й., Микитенко В.І., Ройтман Е.М. Метод функціональної діагностики стану мікросудинної системи на основі обміну кисню та теплового випромінювання //XXVII Международная научно-техническая конференция "Проблемы электроники", ч. 2 – Киев. – 2007. – С. 83–85.
7. Shoemaker W.C., Farjam F, Thangathurai D. Invasive and noninvasive haemodynamic monitoring of acutely ill sepsis and septic shock patients in the emergency // Eur J Emerg Med. – 2000. – 7(3), – p.167–175.
8. Milross M.A., Piper A.J., Norman M., Becker H.F., Willson G.N., Grunstein R.R., Sullivan C.E., Bye P.T. Low-flow Oxygen and Bilevel Ventilatory Support. Effects on ventilation during sleep in cystic fibrosis //Am. J. Respir Crit Care Med. – 2001. – 163(1). – p.129–134.
9. Hanly P.J., Pierratos A. Improvement of sleep apnea in patients with chronic renal failure who undergo nocturnal hemodialysis //Engl. J Med. – 2001. – 344(2). – p.102–107.
10. Эпштейн И.М. Полярографическое определение кислорода в биологических объектах // Наукова думка. – Киев. – 1972. – 320 с.
11. Каталог медичної продукції 2009 рік. – http://www.rosmed.ru/catalog_med
12. Рекламні проспекти – <http://www.basko.spb.ru>
13. Рекламні проспекти. – <http://www.8a.ru/firms/a1555.php>
14. Котовський В.И., Ройтман Е.М. Особенности разработки транскутанных гемодинамических мониторов // Электроника и связь. – № 4. – 2007 – С. 12–19.