

И.Г. Чиж, Н.Б. Афончина, Т.Н. Якименко

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина

МЕТОД ВОССТАНОВЛЕНИЯ ФУНКЦИИ ВОЛНОВОЙ АБЕРРАЦИИ ПО КАРТИНАМ ИЗОДИОПТРИЙНЫХ ЗОН НА ЗРАЧКЕ ГЛАЗА

Главной задачей данной работы является создание математического алгоритма восстановления функции волновой aberrации по результатам видеозаписи картин изодиоптрийных зон в плоскости зрачка. Первой процедурой восстановления является цифровая фильтрация видеокадров с целью выделения изодиоптрийных зон освещенности фотоприемника. Второй процедурой является определение угловых координат исходящих из глаза лучей. Третья процедура – восстановление функции волновой aberrации в зрачковых координатах. Для этого используется аппроксимация полиномами Цернике. Амплитуды aberrационных мод восстанавливаются посредством метода наименьших квадратов или сингулярного разложения.

Ключевые слова: модифицированный метод Фуко, aberрометрия глаза, волновая aberrация, изодиоптрийные зоны.

Igor H. Chizh, Nataliya B. Afonchyna, Tatyana M. Yakimenko

National Technical University of Ukraine “Kyiv Polytechnic Institute”, Kyiv, Ukraine

THE ALGORITHM OF WAVE ABERRATION FUNCTION RECOVERY BY PICTURES OF PUPIL ISODIOPTR ZONES

The main objective of this paper is to develop a mathematical algorithm for reconstruction of the wave aberration function, based on processing images of isodioter zones, video-recorded at the pupil plane. To extract isodioter zones from a photodetector illuminance picture, the first procedure should be digital filtering of video-images. The second procedure is to determine "in front of the eye" the angular coordinates of rays, emitting from the eye. These rays forms isodioter zones in the pupil plane. The third procedure is to reconstruct the wave aberration function in pupil coordinates. For this purpose, the approximation with Zernike polynomials is applied. Amplitudes of aberration modes are reconstructed using the least-squares method or singular decomposition.

Keywords: modified Foucault method, eye aberrometry, wave aberration, isodioter zones.

*Надійшла до редакції
15 вересня 2010 року*

УДК 616.008.922.1

БАГАТОКАНАЛЬНИЙ ПРИЛАД ДЛЯ НЕІНВАЗИВНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ ВМІСТУ КИСНЮ В ОРГАНІЗМІ

*Котовський В.Й., Осауленко В.Л., Довженко О.П. Національний технічний університет
України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

Наведено схемні та технічні рішення розробленого лабораторного зразка двоканального приладу для дослідження розподілу pO_2 в підшкірних тканинах БО з можливістю автоматичного калібрування датчиків кисню з урахуванням зміни атмосферного тиску. Проведені попередні дослідження приладу з розробленими раніше датчиками кисню показали його високу ефективність і рівень повторюваності, що було забезпечено використанням сучасної елементної бази та схемотехнічних рішень. Прилад забезпечує виконання неінвазивних вимірювань pO_2 в підшкірних тканинах БО по двох каналах в діапазоні від 0 до 200 мм рт.ст. Основна абсолютна похибка вимірювань в газовому середовищі становить ± 2 мм рт.ст. Час

відгуку вимірювання pO_2 в газовому середовищі – менше 10 сек. Температура датчика кисню задається в межах $37...43^\circ C$, точність її підтримки становить $0,1^\circ C$.

Ключові слова: Багатоканальний прилад, неінвазивні методи досліджень, парціальний тиск, транскутанний сенсор кисню.

Вступ

Кисень у живому організмі є первинним окислювачем у реакціях енергоутворення, синтезу і деградації різноманітних речовин, необхідних для підтримки функціональної активності БО. Вміст O_2 в органах і тканинах БО, який характеризується рівнями його парціальних тисків, в інтегральній формі відображує стан метаболізму [1]. Параметр pO_2 є найбільш чутливим індикатором контролю функціонального стану БО та ефективності застосованих методик лікування. Кількісне визначення цього параметру необхідно практично в усіх областях біомедицини, а клінічні та експериментальні дослідження в значній мірі залежать від можливостей використаних технічних засобів [2, 3].

У процесі розробки комплексного методу неінвазивної діагностики БО авторами було розроблено лабораторний зразок пристрою для виміру та контролю pO_2 в підшкірних тканинах БО [4], випробування якого показали його високу ефективність. Пристрій забезпечує реалізацію принципу полярографічного транскутанного (черезшкірного) вимірювання вмісту O_2 в досліджуваному середовищі, суть якого полягає у вимірюванні й аналізі величини струму, який протікає через електродну систему сенсора при розігріванні ділянки шкіри до температури $(40\div 43)^\circ C$ за допомогою системи термостабілізації ТСК. Шкіра, як відомо, виконує багато функцій: захисну, терморегуляторну, дихальну, обмінну і т. інш. [5]. Вона є, так би мовити, рецепторним полем різного роду чутливості. Тому, з одного боку, порушення функцій того, чи іншого органу відображується станом шкірного покриву (ШП), а з іншого – пошкодження шкіри призводять до порушень функціонального стану різних тканин та органів. Отже, можливість дослідження механізмів постачання O_2 тканинам ШП і контроль його динаміки дуже важливі при експериментальних дослідженнях, а також для практичної медицини як інструмент адекватного контролю кисневого статусу і функціонального стану організму, що є однією з ключових проблем фізіології і практичної медицини.

Постановка задачі

Схематично увесь шлях надходження O_2 в організм можна уявити як каскад рівней парціальних тисків цього газу, що поступово знижується. На верхній ступені каскаду знаходиться pO_2 в атмосфері. Наприклад, при загальному атмосферному тиску 760 мм рт. ст. воно дорівнює 159 мм рт. ст. Суттєво нижче pO_2 у повітрі легенів – $100\div 105$ мм рт. ст., в артеріальній крові тиск падає ще на п'ять-десять пунктів, у тканинах організму pO_2 ще нижче [6]. Рівень pO_2 в різних тканинах БО не однаковий, і якщо вимірювати його у декількох точках тіла, то можна отримати так званий «кисневий портрет», що значно розширює уяву про кисневий режим тканин в умовах норми і патології. Але створення ба-

гатоканалних матриць сенсорів для контролю O_2 в організмі є досить складною задачею і у світовій практиці практично не вирішена.

Використовуючи деякі схемотехнічні рішення попередньої розробки, автори пропонують більш ефективний двоканальний прилад для вивчення розподілу парціальних тисків O_2 в БО, з можливістю автоматичного калібрування сенсорів O_2 , враховуючи зміну атмосферного тиску. Створення такого приладу зі стабільними характеристиками засновано на використанні операційних підсилювачів з вхідними струмами порядку одиниць пікоампер, малим дрейфом і низьким енергоспоживанням, а також низькоомних електронних перемикачів з малими перехідними напругами для вибору оптимального діапазону вимірювань.

Основним елементом приладу є модуль аналогово-цифрового і цифро-аналогового перетворення (АЦП-ЦАП) типу E14-140M (виробництва L-CARD) з USB інтерфейсом.

Функціональна схема приладу

Прилад призначений для неінвазивних досліджень газообмінних процесів в організмі БО по двох каналах. Для забезпечення компенсації значення вмісту O_2 у вимірюваному середовищі залежно від атмосферного тиску в прилад уведений канал виміру атмосферного тиску.

Зв'язок пристрою сполучення приладу з персональним комп'ютером (ПК) здійснюється по інтерфейсу USB. Попередній варіант, описаний в роботі [4], вимагав встановлення в системному блоці ПК плати АЦП-ЦАП, а також додаткового пристрою сполучення, що значно обмежувало оперативність його використання. До складу багатоканального приладу, що пропонується (рис. 1), входять наступні блоки й вузли:

1. Термостабілізований ТСК, який складається з електрохімічної комірки 1, нагрівача 4 і датчика температури 5 (2 шт.).
2. Пристрій сполучення сенсора кисню з ПК, що містить:

- джерело живлення;
- формувач напруги поляризації 6 електрохімічної комірки 1 (2 шт.);
- підсилювач сигналу електрохімічної комірки 7 (2 шт.);
- вимірювач температури 9 (2 шт.);
- стабілізатор температури 8 (2 шт.);
- датчик атмосферного тиску 10;
- вимірювач атмосферного тиску 11;
- модуль E14-140M.

3. Персональний комп'ютер.

ТСК з вмонтованою системою термостабілізації містить:

1. Електрохімічну комірку 1, виконану на базі полярографічної комірки типу Clark, яку було розроблено раніше [7, 8]. Для нормального функціонування комірки, на її анод 2 необхідно подавати зовнішню напругу поляризації 0,5 В. Сигналом з катоду 3 комірки 1 є струм, пропорційний вмісту O_2 у вимірюваному сере-

довищі. Коефіцієнт перетворення складає приблизно $10 \div 50$ нА/160 мм рт. ст. при температурі 37°C .

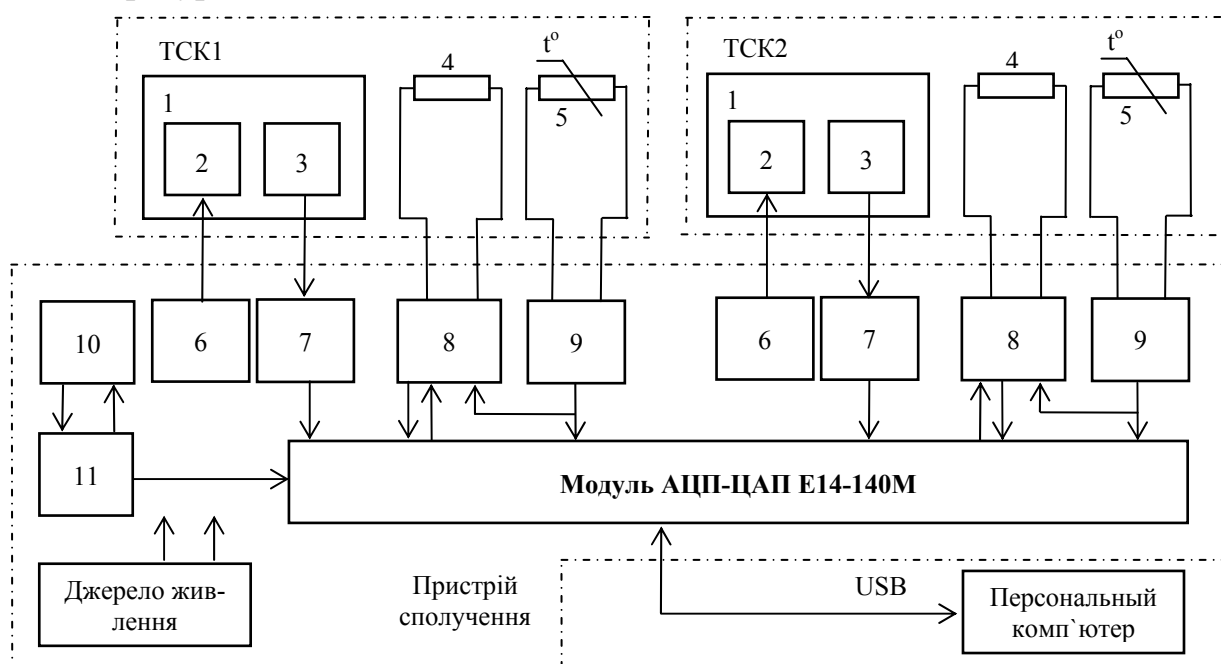


Рис. 1. Функціональна схема багатоканального приладу для виміру парціального тиску кисню в організмі

2. Датчик температури 5 системи термостабілізації, який являє собою тонкоплівковий нікелевий термометр опору ($R_0=100\text{Ом}$, $\alpha_r=1,4\pm 0,1$).
3. Нагрівач 4 системи термостабілізації ($R_{\text{нагр}}=18\pm 3\text{Ом}$, $U_{\text{max}}=7\text{В}$, $I_{\text{max}}=0,5\text{А}$). Функціональну схему модулю Е14-140М наведено на рис. 2.

Алгоритм роботи приладу за функціональною схемою

Принцип функціонування ТСК описаний в роботі [4]. З виходу цього сенсора (з катоду 3 електрохімічної комірки 1) сигнал струму, пропорційний вмісту O_2 у вимірюваному середовищі, подається на вхід підсилювача 7, де перетворюється в напругу і підсилюється до необхідного рівня. Після підсилення напруга надходить на вхід АЦП модулю Е14-140М і далі в ПК через інтерфейс USB для подальшої обробки. Напруга поляризації з виходу формувача 6 подається на анод 2 електрохімічної комірки 1 сенсора кисню, забезпечуючи її функціонування.

Значення величини вмісту O_2 коректуються в ПК залежно величини атмосферного тиску. Для виміру атмосферного тиску в приладі є блок виміру атмосферного тиску у складі з датчиком атмосферного тиску 10. Для вимірювання температури ТСК призначений спеціальний вимірювач температури 9, в якому відбувається перетворення опору терморезистора, пропорційного температурі, що вимірюється, в аналогову напругу, яка далі подається на вхід АЦП модулю Е14-140М і на перший вхід підсилювача розугодження стабілізатора температури 8.

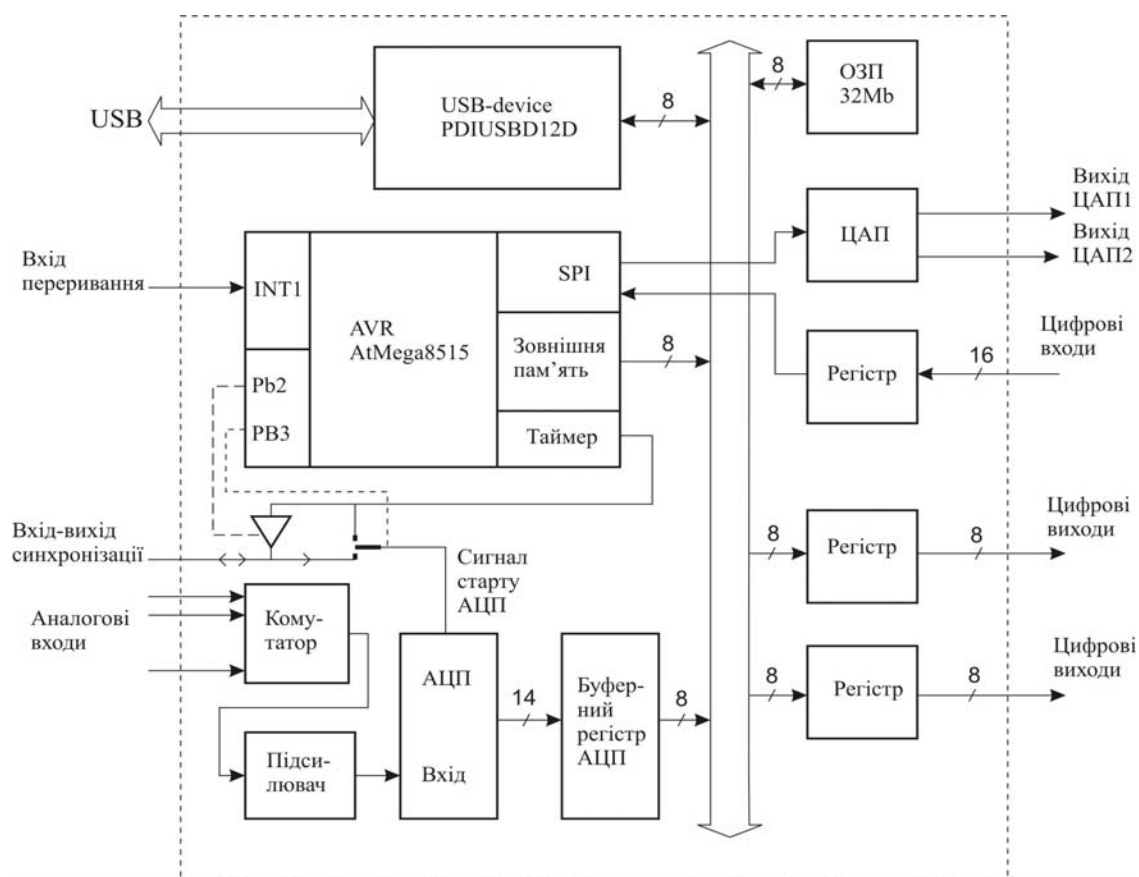


Рис. 2. Функціональна схема модулю E14-140M

На другий вхід цього підсилювача з виходу ЦАП модулю E14-140M подається напруга, пропорційна температурі, яку має підтримувати система термостабілізації. З виходу підсилювача розугодження напруга подається на нагрівач 4, розташований всередині ТСК. При змінюванні цієї напруги, температура нагрівача змінюється, і у такий спосіб система термостабілізації підтримує необхідну температуру ТСК (близьку до нуля різницю напруг між входами підсилювача розугодження). ПК здійснює запам'ятовування, обробку й індикацію вмісту O_2 у вимірюваному середовищі та температури ТСК.

Основні вузли та конструкція приладу

До схеми приладу (рис. 3) входять: сенсори кисню ТСК1, ТСК2, плата підсилювача, пристрій E14-140M, трансформатор живлення TV1, індикатори включення VD1, VD2, вимикач живлення SA1, SA2, комплект сполучних кабелів, ПК (на схемі не показаний) з інтерфейсом USB. Світлодіод VD1 сигналізує про включення вимикача мережі, а світлодіод VD2 сигналізує про подачу напруги живлення на елементи приладу. На пристрій E14-140M живлення надходить по інтерфейсу USB від ПК.

Плата підсилювача містить: канал вимірювання температури, джерело опорної напруги, підсилювач ТСК, формувач напруги поляризації, підсилювач розугодження системи термостабілізації ТСК, вимірювач атмосферного тиску.

Робота каналу вимірювання температури (рис. 4) заснована на вимірі різниці напруг між послідовно включеними високоточним опорним резистором і резистивним датчиком температури при протіканні через них постійного струму.

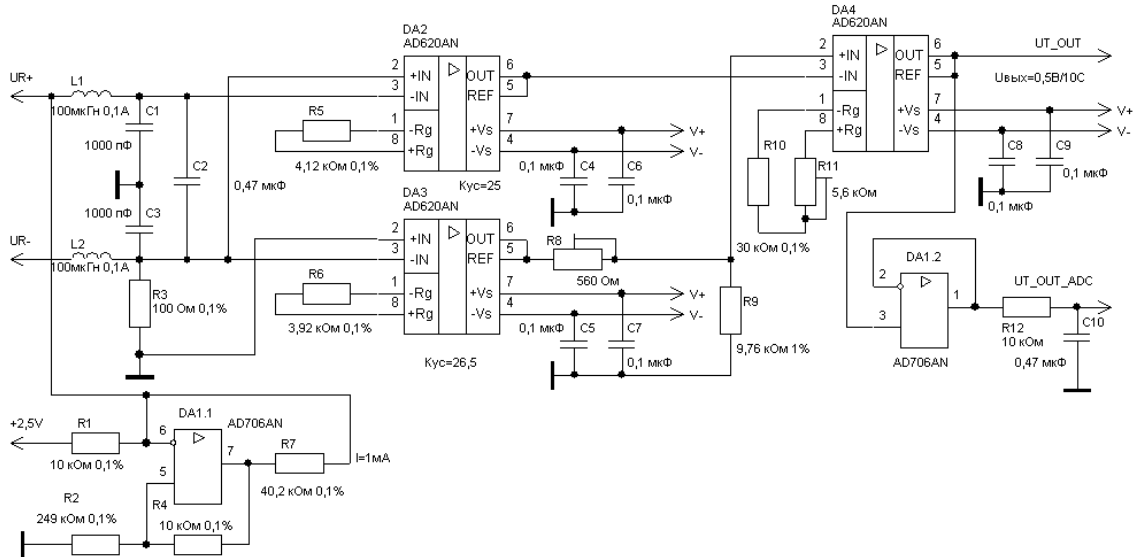


Рис. 3. Схема електрична принципова пристрою сполучення багатоканального приладу

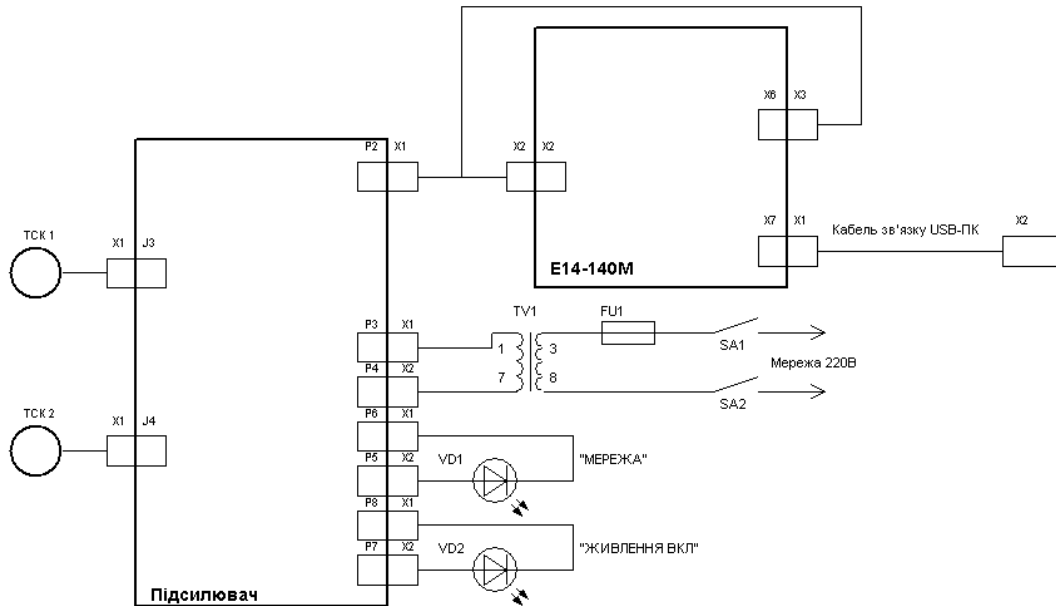


Рис. 4. Схема електрична принципова каналу вимірювання температури

Вихідна напруга такої схеми становить: $U_{вих} = K_1 \cdot [K_2 I \cdot (R_0 + \alpha \cdot t) - K_3 I R_{on}]$. Постійний струм у 1мА, з генератора стабільного струму (DA1.1, R1, R2, R4, R7) подається на послідовно включені датчик температури й опорний резистор R3.

Напруга з датчика температури через елементи фільтрації (L1, L2, C1...C3) надходить на вхід диференціального підсилювача з фіксованим коефіцієнтом підсилення 25 (DA2, R5, C4,C6) і потім на вхід, що не інвертує, різницевого підсилювача. Напруга з опорного резистора номіналом 100 Ом надходить на вхід підсилювача, що інвертує, з регульованим коефіцієнтом підсилення (DA3, R6, R8, R9, C5, C7). За допомогою резистора R8 відбувається калібрування каналу виміру температури при 0° С. Напруга з виходу другого диференційного підсилювача надходить на вхід, що інвертує, різницевого підсилювача (DA4, R10, R11, C8, C9). За допомогою резистора R11 відбувається калібрування каналу виміру температури при температурі 40°С. З виходу різницевого підсилювача напруга, пропорційна температурі ТСК надходить на вхід підсилювача розгодження, а через буферний каскад (DA1.2, R12, C10) на вхід АЦП пристрою E14-140М (канал 1 для ТСК1 і канал 5 для ТСК2). Коефіцієнт перетворення вимірювача температури становить 1В/10°С.

Джерело опорної напруги (схему електричну принципову не наведено) реалізовано на базі мікросхеми AD780AN і призначено для формування високостабільної напруги 2,5В, яка потім застосовується в інших вузлах приладу.

Сигнал з катоду електрохімічної комірки ТСК (рис. 5) подається на вхід, що інвертує, перетворювача струм-напруга (DA1, R1, R5, C2) з коефіцієнтом перетворення 5В/1мкА.

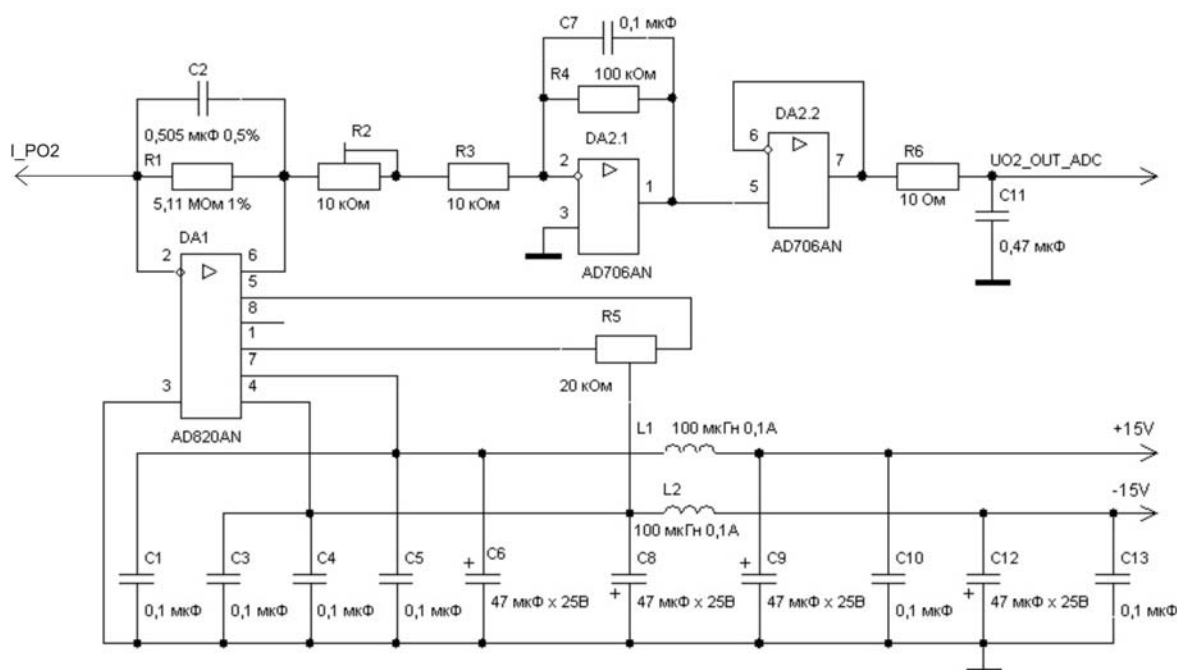


Рис. 5. Схема електрична принципова підсилювача ТСК

За допомогою R5 встановлюється вихідна напруга 0В за відсутності вхідного сигналу. З виходу перетворювача напруга подається на вхід підсилювача, що

регулюється (DA2.1, R2, R3, R4, C7) з коефіцієнтом підсилення $5 \div 10$ (регулюється резистором R2), за допомогою якого нормується сигнал при зміні сенсора, а потім через буферний підсилювач (DA2.2, R6, C11) на вхід АЦП пристрою E14-140M (канал 0 для TСК1, канал 4 для TСК2).

Електричну схему формувача напруги поляризації (не наведено) реалізовано на базі мікросхеми AD706AN, що призначена для формування напруги поляризації 0,5В, яка подається на анод електрохімічної комірки TСК.

Сигнал (рис. 6), пропорційний значенню температури TСК (з коефіцієнтом перетворення $1\text{В}/10^\circ\text{C}$) з виходу ЦАП модулю E14-140M (канал 0 для TСК1, канал 1 для TСК2) через буферний підсилювач (R1, DA1.1) надходить на перший вхід підсилювача розугодження (R3, DA1.2). На другий вхід підсилювача розугодження (R2) надходить сигнал з датчика температури, який відображує реальну температуру TСК. На резисторах R2, R3 відбувається підсумовування цих сигналів.

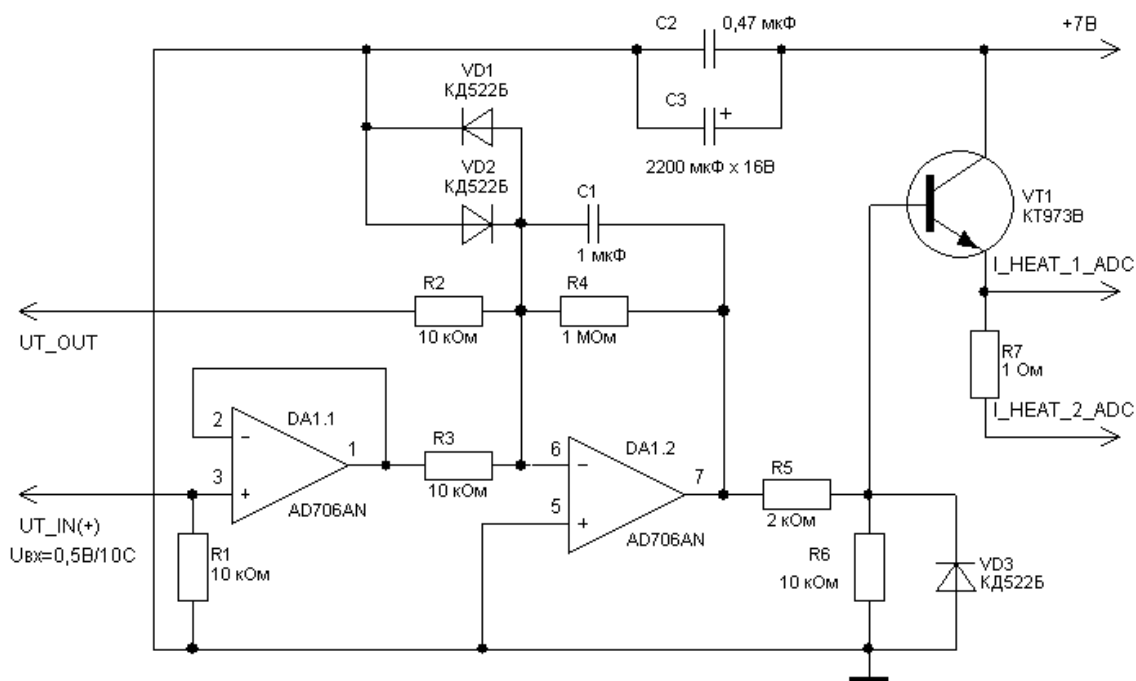


Рис. 6. Схема електрична принципова підсилювача розугодження системи термостабілізації TСК

У випадку перевищення температури сенсора над заданою, напруга у точці підсумовування збільшується, у випадку зменшення температури напруга зменшується. При цьому на виході підсилювача розугодження (DA1.2, R4, C1, VD1, VD2) підсилена ($K_{yc}=100$) напруга змінює свій знак і надходить на вхід підсилювача потужності (R5, R6, VD3, VT1, R7), а потім на нагрівач TСК. Отже, при перевищенні температури сенсора над заданою, напруга, що подається на нагрівач, зменшується, у випадку зменшення температури – збільшується.

Оскільки підсилювач розумодження підтримує різницю напруг між своїми входами на рівні 0В, то система термостабілізації підтримує задану температуру ТСК. З високоточного резистора R7 на вхід ЦАП плати E140 (канал 2, 3 для ТСК1, канал 6, 7 для ТСК2) надходить аналогова напруга пропорційна струму нагрівача ТСК з коефіцієнтом перетворення 1В/1А.

Основою вимірювача атмосферного тиску (рис. 7) є датчик абсолютного значення атмосферного тиску DA2 типу MPX2100A.

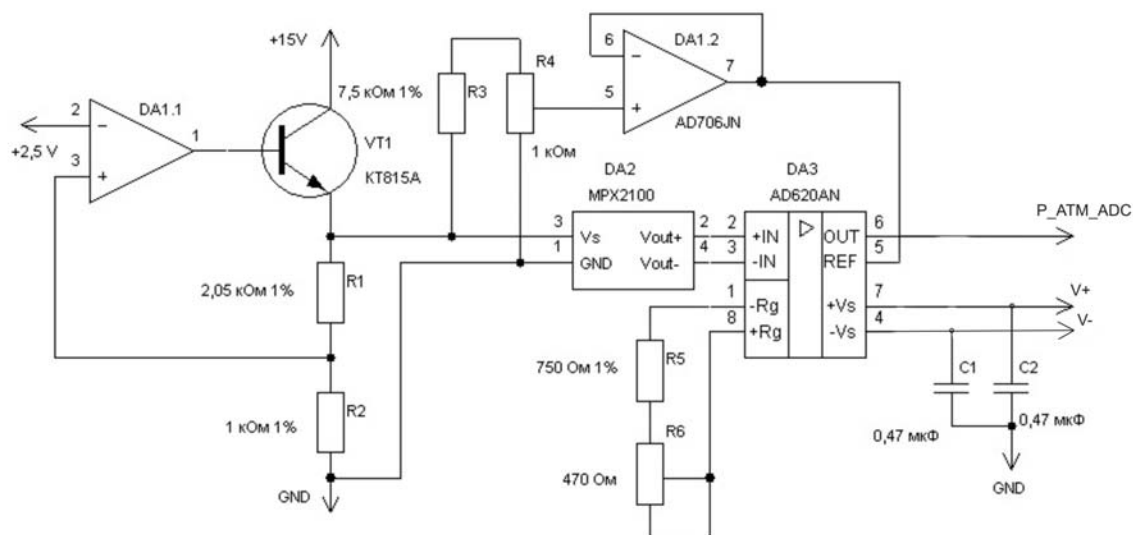


Рис. 7. Схема електрична принципова вимірювача атмосферного тиску

Живлення датчика здійснюється напругою 7,5 В від підсилювача потужності (DA1.1, VT1, R1, R2), виконаного за схемою підсилювача, що не інвертує, з $K_{відс}=3$. З виходу датчика напруга, пропорційна атмосферному тиску (765 мм рт. ст. відповідає напруга $40\pm 1,5$ мВ), надходить на вхід диференціального підсилювача (DA3, R5, R6) з регульованим коефіцієнтом підсилення ($80\div 130$). Для компенсації напруги зсуву нуля датчика тиску використовується ланцюг компенсації (R3, R4, DA1.2). З виходу диференціального підсилювача напруга, пропорційна величині атмосферного тиску, надходить на вхід АЦП пристрою E14-140M (канал 8). Коефіцієнт перетворення вимірювача становить 4В/765 мм рт. ст.

Джерело живлення (схему не наведено) призначено для формування напруги живлення ± 15 В 0,15А та 7В 1А з можливістю включення від пристрою E14-140M і реалізовано на перетворювачах напруги DW03-16А, DW05-12А. Стабілізатор напруги живлення нагрівача реалізовано на базі мікросхеми LM317АТ.

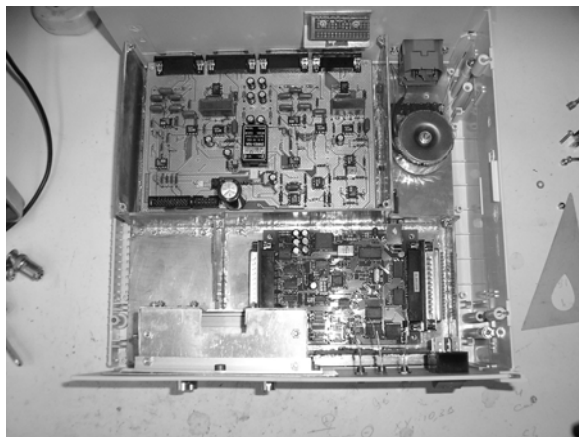
Електричні принципові схеми приладу розроблено в програмі sPlan 5.0 з використанням комплектуючих фірм Analog DEVICES, L-CARD та вітчизняного виробництва [9, 10]. Прилад виконаний у стандартному пластмасовому корпусі ОКВ MEDITEC D160 (рис. 8). Для функціонування приладу згідно запропоно-

ваного алгоритму роботи, було проведено доопрацювання раніше розробленої комп'ютерної програми OxiTerm [4].

Основні технічні характеристики приладу

Прилад забезпечує виконання неінвазивних вимірювань pO_2 у підшкірних тканинах БО по двох каналах у діапазоні від 0 до 200 мм рт. ст. Основна абсолютна похибка вимірювань складає ± 2 мм рт. ст. Час відгуку виміру O_2 у газовому середовищі – менше 10 секунд. Температура ТСК задається в межах $37\div 43^\circ C$, точність її підтримування складає $0,1^\circ C$.

Калібрування показників – двоточкове, по нульовій точці (проводиться при заміні ТСК) та по вмісту кисню в атмосферному повітрі (проводиться періодично перед кожним виміром на БО). Габаритні розміри пристрою сполучення приладу (290x200x124) мм, маса не більше 450 г.



а)



б)

Рис. 8. Пристрій сполучення у зборі, де: а – вид зі знятою верхньою кришкою; б – вид спереду

Висновки

Створено лабораторний макет багатоканального приладу для неінвазивних транскутанних досліджень газообмінних процесів шляхом контролю розподілу pO_2 в підшкірних тканинах різних ділянок тіла БО.

Проведені попередні випробування приладу з розробленими раніше сенсорами кисню, показали його високу ефективність і рівень повторюваності вимірювань, що забезпечено раціональним використанням сучасної елементної бази та схемотехнічних рішень.

Наявність USB інтерфейсу дозволяє підключати розроблений пристрій сполучення сенсорів кисню до будь-якого комп'ютеру.

Розроблений прилад може бути використаний у експериментальних дослідженнях БО, пов'язаних з газообмінними процесами в організмі, що у подальшому надасть можливість розробки ефективних багатоканальних газоаналізаторів O_2 з широкою сферою застосування, та можливістю реалізації додаткових функцій.

Література

1. Лукьянова Л. Д. Кислородозависимые процессы в клетке и ее функциональное состояние / Л. Д. Лукьянова, Б. С. Балмуханов, А. Т. Уголев. - М.: Наука, 1982. - 301 с.
2. 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.
3. 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.
4. Котовський В.Й. Розробка пристрою для дослідження газообмінних процесів біологічних об'єктів / В.Й. Котовський, В.Л. Осауленко // Вісник НТУУ"КПІ". Серія приладобудування. - 2010. - Вип. 39. - С. 149 - 156.
5. Анатомия человека / М.Р. Сапин, Г.Л. Билич. - М.: Высшая школа, 1989. - 544 с.
6. Березовский В.А. Напряжение кислорода в тканях животных и человека. - К.: Наукова думка, 1975. - 280 с.
7. Котовский В.И. Особенности разработки транскутанных гемодинамических мониторов / В.И. Котовский, Е.М. Ройтман // Электроника и связь. - 2007. - № 4. - С. 12 - 19.
8. Котовський В.Й. Сучасний підхід до проблеми ранньої діагностики захворювань судинної системи / В. Й. Котовський, А. І. Ячник, О. П. Довженко та ін. // Электроника и связь. - 2006. - № 6(35). - С. 24 - 29.
9. Каталог продукції фірми Analog DEVICES. - <http://www.alfa-chip.com/index>.
10. Модулі L-CARD. - <http://www.lcard.ru/info/news>.

В. Й. Котовський, В. Л. Осауленко, О. П. Довженко

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина

МНОГОКАНАЛЬНЫЙ ПРИБОР ДЛЯ НЕИНВАЗИВНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ СОДЕРЖАНИЯ КИСЛОРОДА В ОРГАНИЗМЕ

В ходе выполнения научно-исследовательской работы, связанной с разработкой метода неинвазивной диагностики БО, авторами разработан лабораторный образец двухканального прибора для исследования распределения pO_2 в подкожных тканях БО с возможностью автоматической калибровки датчиков кислорода с учетом изменения атмосферного давления. Проведенные предварительные исследования прибора с разработанными ранее датчиками кислорода показали его высокую эффективность и уровень повторяемости, что было обеспечено использованием современной элементной базы и схемотехнических решений.

Прибор обеспечивает выполнение неинвазивных измерений pO_2 в подкожных тканях БО по двум каналам в диапазоне от 0 до 200 мм рт.ст. Основная абсолютная погрешность измерений в газовой среде составляет ± 2 мм рт.ст. Время отклика измерения pO_2 в газовой среде - менее 10 сек. Температура датчика кислорода задается в пределах 37...43°C, точность ее поддержания составляет 0,1°C.

Ключевые слова: многоканальный прибор, неинвазивные методы исследований, парциальное давление, транскутанный сенсор кислорода.

V.J. Kotovskyi, V.L. Osaulenko, O.P. Dovjenko

National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine

MANY-SERVER INSTRUMENT FOR NON-INVASIVE OF THE STUDIES OF THE CONTENTS OF THE OXYGEN IN ORGANISM

During the research work connected with development of a method of noninvasive diagnostics of BO, the authors designed the laboratory sample of the two-channel device for research of distribution pO_2 in hypodermic tissues of BO with possibility of automatic calibration of gauges of oxygen taking into

account change of atmospheric pressure. The carried out preliminary researches of the device with the gauges of oxygen developed earlier have shown its high efficiency and high level of repeatability that has been provided by using of modern element base and schematic design of the decisions.

The device provides performance of noninvasive measurements of pO_2 in hypodermic tissues BO on two channels in a range from 0 to 200 mm hg. The basic absolute error of measurements in the gas environment is ± 2 mm hg. The time of the response of measurement of pO_2 in the gas environment - less than 10 seconds. The temperature of the sensor of oxygen is set within 37...43°C, accuracy of its maintenance makes 0,1°C.

Keywords: many-server instrument, non-invasive methods studies, partial pressure, transcutaneous sensor of the oxygen.

*Надійшла до редакції
29 вересня 2010 року*

УДК 615.849.11

ПРИНЦИПИ ПОБУДОВИ СУЧАСНИХ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ТЕРАПЕВТИЧНИХ АПАРАТІВ

*Терещенко М.Ф., Кирилова А.В., Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

Проведено дослідження існуючих і перспективних методів ультразвукової терапії та принципів побудови сучасних ультразвукових терапевтичних апаратів (УТА). Запропоновані нові принципи побудови УТА, шляхи розширення їх діапазонів, зокрема, апаратів з гарантованим акустичним контактом по біологічній тканині та рекомендації по їх впровадженню у виробництво і розширеного використання в медичній практиці.

Ключові слова: ультразвук, терапія, автоматичний контроль.

Вступ

В сучасному медичному приладобудуванні немає завершеної цілісної концепції розробки та проектування ультразвукових апаратів медичного призначення, яка об'єднувала б весь комплекс взаємозв'язаних параметрів, починаючи від динамічного навантаження, наприклад конкретних параметрів коливань, що впливають на тканину безпосередньо або через їх рідку фазу, і, закінчуючи характеристиками параметрів ультразвукового генератора, оптимізованими за певними критеріями. Це перешкоджає створенню вискоєфективного фізіотерапевтичного обладнання.

Окрім того, відсутність глибоко розроблених методів вимірювання та контролю акустичних параметрів при передачі коливань з випромінювача на біологічну тканину гальмує подальший розвиток і широке впровадження досконалих ультразвукових технологій в медичну практику.

Тому основним завданням при створенні нової терапевтичної ультразвукової апаратури є вирішення проблем підвищення ефективності її роботи і, таким чином, розробки сучасних методів та принципів проектування, виробництва, випробування та впровадження в медичну практику з оптимізацією широкого спектру типів ультразвукової фізіотерапевтичної апаратури.