

УДК 616-073.524:621.376.54:681.586.57

О.Б. ШАРПАН, В.С. МОСІЙЧУК³

ОПТОЕЛЕКТРОННИЙ СЕНСОР З ЦИФРОВИМ ІНТЕРФЕЙСОМ ДЛЯ ЗАДАЧ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ

*Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»,
пр. Перемоги, 37, м. Київ, 03056, Україна,
тел. (044) 454-93-29, E-mail: sharpan@rtf.ntu-kpi.kiev.ua*

Анотація. Розглянуто способи та проаналізовано особливості реалізації фотоплетизмографічного сенсора на основі накопичення енергії первинного сигналу, як бази для створення цифрової сенсорної платформи.

Аннотация. Рассмотрено способы и проанализировано особенности создания цифровой сенсорной платформы на основе фотоплетизмографического сенсора, использующего накопление энергии первичного сигнала.

Summary. The ways of realization and features photoplethysmography sensor using storage energy of a primary signal as bases for creation the digital sensor platform is considered.

Ключові слова: фотоплетизмографія, релаксаційні процеси, цифровий сенсор.

ВСТУП

Останнім часом для розширення можливостей моніторингу стану певних груп пацієнтів виникла потреба в створенні відповідних пристроїв та систем для можливості проведення моніторингу поза медичними закладами, в тому числі в домашніх умовах [1]. Для зменшення дискомфорту у пацієнтів, такі системи повинні бути портативними, в певній мірі автономними. Враховуючи необхідність виводу отриманої з сенсора інформації на дисплей, або ж передачі її через радіо- та телекомунікаційні канали, такі системи також мають бути неодмінно цифровими. Проте приведенні властивості у відомих зразках досягаються внаслідок значного ускладнення системи, що в свою чергу викликано малим рівнем сигналу на виході аналогового сенсора, необхідністю використовувати аналогові підсилювачі сигналу, фільтри верхніх та нижніх частот, АЦП. Тому для запобігання ускладнення таких цифрових систем доцільним є їх побудова на альтернативних способах реєстрації первинного сигналу.

З огляду на це, цікавим є підхід Наумова В. А [2], котрий реалізував систему пульсометрії на основі релаксаційного генератора. На виході релаксаційного генератора формується імпульсна послідовність з широтно-імпульсною модуляцією (ШІМ), в якій інформаційна складова виявляється закодованою в тривалість активного імпульсу. Внаслідок цього, для визначення рівня сигналу в цифровій формі достатньо вимірювати тривалість активного імпульсу цифровим таймером. Необхідність використання АЦП зникає. Але так само як і для АЦП, аналоговий сигнал необхідно приводити до рівня, необхідного для роботи ШІМ модулятора. Потреба в колах аналогової обробки стає перепоною на шляху створення повністю цифрового сенсора. Зокрема конструктивне розміщення усіх радіоелементів аналогового тракту фактично потребує використання базового пристрою окремо від сенсора або додатково до нього. Схожим до цього способу є вимірювання на основі релаксаційних процесів [3–5]. Схожість в обох випадках полягає у формуванні на основі первинного сигналу ШІМ послідовності, а відмінність – у тому, що у першому випадку система є миттєвої дії, а у другому – з накопичуванням енергії сигналу.

Нижче розглядається оптоелектронний сенсор, який заснований на накопиченні енергії первинного сигналу, внаслідок чого зникає потреба в аналогових колах нормалізації сигналу та АЦП на шляху до перетворення первинного сигналу в цифровий код.

Мета статті – розкрити особливості реалізації сенсора з цифровим інтерфейсом на основі накопичення енергії сигналу для задач фотоплетизмографії.

ОЦІНКА ВИГРАШУ ВІД НАКОПИЧЕННЯ ЕНЕРГІЇ

Традиційно в фотоплетизмографії використовуються сенсори на основі оптоелектронних перетворювачів. У разі застосування АЦП, в цифровий код перетворюються миттєві значення сигналу. Вибірка дискретизації триває при цьому в середньому від 3 до 5 мкс. Внаслідок того, що світлова енергія використовується лише протягом часу перетворення, детекторна квантова ефективність (ДКЕ) системи на основі таких аналогових сенсорів є малою (1), а сигнал з первинного перетворювача необхідно підсилювати на 40-80 дБ. В даному випадку:

$$ДКЕ = t_{ПЕР} / T_D = t_{ПЕР} \cdot F_D \ll 1 \quad (1)$$

де $t_{ПЕР}$ – час перетворення (рис. 1), F_D – частота дискретизації модульованого пульсовою хвилею оптичного сигналу.

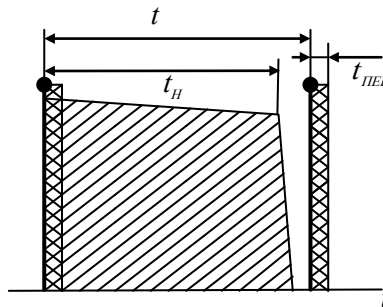


Рис. 1 Виграш від збільшення ДКЕ

Проте, якщо перейти до накопичення світлової енергії, то відповідно до розрахунку в [6] ДКЕ сенсора для реєстрації фотоплетизмографічного сигналу збільшиться в K разів, а саме:

$$K = t_H / t_{ПЕР} \quad (2)$$

де t_H – час накопичення світлової енергії.

При цьому в K разів підвищується і чутливість сенсора. Внаслідок низької частоти дискретизації ($F_D = 100$ Гц) та можливості регулювання часу накопичення t_H , збільшення чутливості сенсора сягає значень порядку 60 дБ і необхідність у підсилювачі зникає.

Також при накопиченні енергії сигналу збільшується і відношення сигнал шум (ВСШ). В пристроях на основі накопичення енергії сигналу домінуючим є дробовий шум [7]. Рівень його визначається як $N_{ДР} = \sqrt{S}$ [7], де S – рівень сигналу. Тоді значення ВСШ визначається як:

$$ВСШ = S / N_{ДР} = \sqrt{S} \quad (3)$$

Порівняльну оцінку виграшу системи з накопиченням енергії проти систем миттєвої дії можна здійснити, враховуючи залежності рівня сигналу і шуму від часу накопичення (інтегрування) сигналу. Ці залежності, розраховані по формулі (3), зображені на рис. 2. При цьому штрихова лінія, що позначена як $t_{ПЕР}$, характеризує систему миттєвої дії з часом аналогово-цифрового перетворення, рівним 5 мкс. Оскільки таймери/лічильники мають обмежену розділу здатність, залежну від швидкодії цифрового пристрою, за основу взято уявний інтервал лічби, рівний 0.1 мкс. По осі ординат позначено рівні сигналу і шуму, виміряні в часовій області та перераховані за формулою:

$$m = \log_2(t / 0.1 \text{ мкс}) \quad (4)$$

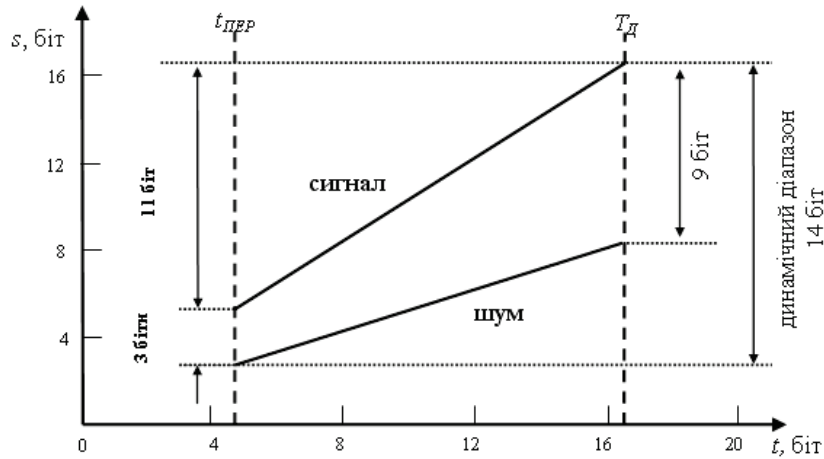


Рис. 2 Динаміка збільшення ВСШ при збільшенні часу накопичення заряду

На рис. 2 нижня лінія характеризує рівень шуму, а верхня – сигналу. Відношення сигнал/шум для випадку найдовшого часу накопичення, обмеженого періодом дискретизації T_d , дорівнює 9 бітам, тоді як ВСШ для часу накопичення, рівного часу перетворення АЦП в системах миттєвої дії, складає всього 3 біти. Загалом вимірювання за способом накопичення енергії біосигналу, окрім узгодження рівнів сигналу для цифрового первинного перетворення, також забезпечує вигреш у ВСШ.

СПОСОБИ НАКОПИЧЕННЯ ЕНЕРГІЇ СИГНАЛУ

За принципом накопичення енергії працюють більшість телевізійних детекторів зображення (пристрої з зарядовим зв'язком (ПЗЗ) та тонкоплівкові транзисторні матриці (ТФТ)). Енергія сигналу накопичується або утримується у вигляді заряду в ємності. Далі для отримання цифрового коду напруга, котру створює заряд в ємності, або формує електричний сигнал, або порівнюється з опорною сіткою напруг. Опісля чого «відпрацьований» залишковий заряд вилучається для ініціалізації наступного циклу детектування. Подібну послідовність дій (алгоритм) приймемо за основу і в нашому випадку реєстрації фотоплетизмограми за допомогою цифрового оптоелектронного сенсора. Проте, на відміну від розглянутих випадків, в цьому випадку заряд завжди накопичується до наперед заданого рівня. Тим самим інформативним параметром є постійна часу релаксаційного процесу, а не абсолютне значення заряду. При цьому накопичення енергії можливо реалізувати двома шляхами: як на заряджання ємності, так і на її розряджання, тобто як на зростання потенціалу на ємності, так і на його спад.

Приклади двох варіантів електричних кіл з зростанням потенціалу на ємності при вимірюванні тривалості релаксаційного процесу приведено на рис. 3 а і б [3].

Приймаючи ємність конденсатора рівною C , напруга U_C на вході інвертора буде змінюватись по закону:

$$U_C = 1/C \int i dt \quad (5)$$

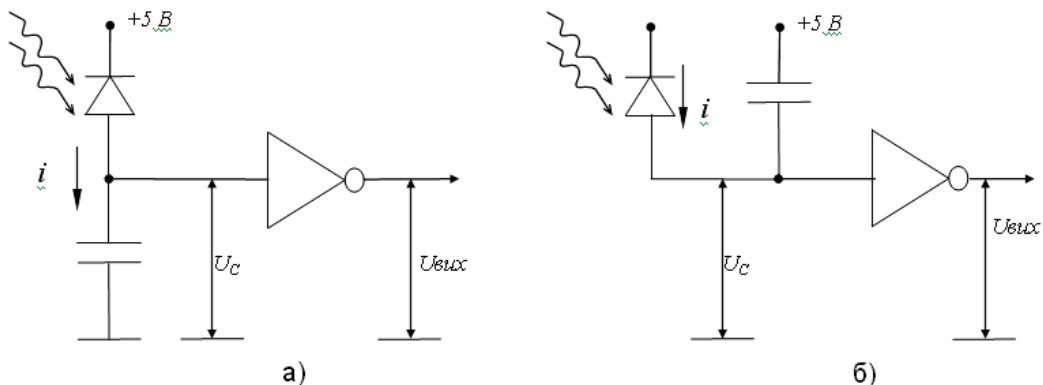


Рис. 3. Накопичення світлової енергії з наростання потенціалу на ємності: а) ввімкнення конденсатора послідовно з вимірювальним світлодіодом; б) ввімкнення конденсатора паралельно з вимірювальним світлодіодом

Для правильної роботи, необхідно задавати початкові умови, а саме: конденсатор спочатку має бути розрядженим до $U_C = 0$ (спосіб встановлення початкових умов на рис. 3 не показаний). При цьому значення на виході інвертора буде рівним лог. "1". Оскільки для заряджання конденсатора необхідний певний час, то інтенсивність падаючого світла I можна визначити не прямим способом. Для цього необхідно виміряти проміжок часу t_0 , за який вихід інвертора перемикнеться в протилежний стан, тобто в лог. "0". Приймаючи залежність фотоструму від інтенсивності I наближено прямо пропорційною, значення фотоструму визначаємо за формулою $i = AI$, де A – константа. Тоді напруга на вході інвертора U_C може бути представлена наступним рівнянням:

$$U_C = AIt/C \quad (6)$$

Приймаючи напругу порогу, при якій інвертор перемикає логічні рівні на виході, як $U_{ПОР}$, а час, необхідний для досягнення стану $U_C = U_{ПОР}$ від 0 В , як t_0 , з рівняння (6) знаходимо:

$$t_0 = CU_{ПОР}/AI \quad (7)$$

Для того, щоб пристосувати кола на рис. 3 а і б до вимірювання на спад потенціалу, необхідно їх дещо модифікувати, а саме: для випадку (рис. 3 а) фотодіод і конденсатор поміняти місцями (рис. 4 а), а для випадку (рис. 3 б) фотодіод і конденсатор необхідно приєднати до джерела живлення, як показано на рис. 4 б. Також необхідно забезпечити інші початкові умови. Зокрема на початку циклу детектування напруга на вході інвертора має бути рівною напрузі джерела живлення ($U_C = U_{Ж}$). На виході інвертора при цьому буде лог. "0". Далі потенціал на ємності починає спадати (напруга U_C зменшується) за наступним законом

$$U_C = U_{Ж} - 1/C \int idt \quad (8)$$

Тоді час, за який U_C досягне рівень порогу $U_{ПОР}$, тобто час, через який вихід інвертора перемикнеться з "0" в "1", також характеризуватиме інтенсивність світла і визначається як

$$t_0 = C(U_{Ж} - U_{ПОР})/AI \quad (9)$$

Отже, накопичення енергії біосигналів фотоплетизмографічним методом можна нескладно реалізувати при незначних відмінностях, як на зростання, так і на спад потенціалу.

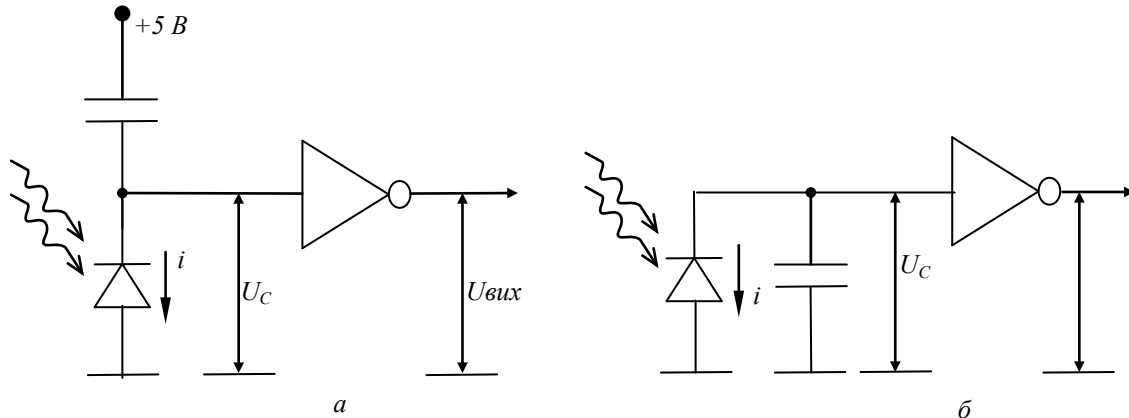


Рис. 4. Накопичення світлової енергії з зменшенням потенціалу на ємності: а) ввімкнення конденсатора послідовно з вимірювальним світлодіодом; б) ввімкнення конденсатора паралельно з вимірювальним світлодіодом

В якості світлочутливого елемента можна використовувати як фотодіод, так і світлодіод в зворотному зміщенні [8]. При цьому в другому випадку постійна часу релаксаційних процесів є більш зручною для вимірювання.

ІНІЦІАЛІЗАЦІЯ РЕАКСАЦІЙНИХ ПРОЦЕСІВ ТА ЇХ ВИМІРЮВАННЯ

В загальному випадку початкові умови роботи сенсора реалізуються додатковими засобами з використанням ключів і сигналів керування ними [9]. Але керування значно простіше можна реалізувати на базі двонаправлених портів вводу/виводу (ПВВ) сучасних цифрових пристроїв. Також, внаслідок

наявності або можливості реалізації лічильників/таймерів у мікроконтролерах (МК) або програмованих логічних інтегральних схемах, з'являється можливість окрім керування релаксаційними процесами забезпечити ще й вимірювання їх тривалостей. Розглянемо можливі способи підключення детекторного елемента до ПВВ.

На рис. 5 показано спрощену схему ПВВ, яка складається з двох польових транзисторів та вхідного буфера з тригером Шмітта. Також пунктиром на схемі показані елементи захисту від електростатичного розряду. Це два діоди, які приєднані між виводом ІС та контактами живлення. При відкритому транзисторі VT1 і закритому VT2 потенціал в точці П буде рівним потенціалу на лінії живлення $U_{ж}$. І навпаки, при закритому VT1 і відкритому VT2 транзисторах, потенціал в точці П буде рівний потенціалу землі, тобто нульовим. І, нарешті, у разі, якщо обидва транзистори VT1 і VT2 будуть вимкнені, встановлюється третій (високоімпедансний) стан. Внаслідок надзвичайно малого струму витоку через порт, впливом ПВВ на електричні процеси в зовнішніх колах можна знехтувати. У той же час ПВВ, внаслідок наявності інвертора Шмітта, здатен розрізняти логічний рівень потенціалу на своєму вході.

Приведені властивості схем керування ПВВ надають важливі можливості для вимірювання оптичного сигналу на основі релаксаційних процесів. Зокрема, програмно перемикаючи ПВВ в необхідні стани, задаються початкові умови без додаткових елементів керування, супроводжується релаксаційний процес до досягнення ним рівня порогу. Наявність у ПВВ третього стану дозволяє приєднувати або від'єднувати від електричного кола додаткові елементи, наприклад, конденсатори, для регулювання постійної часу релаксаційних процесів.

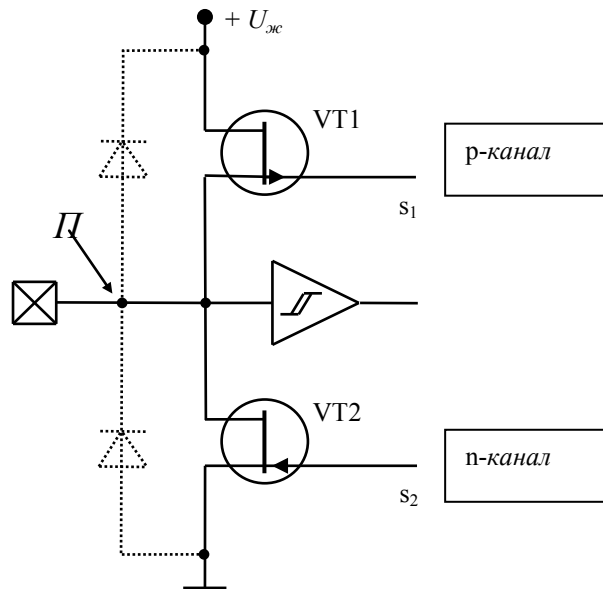


Рис. 5. Спрощена схема керування портом вводу/виводу

Наприклад, у випадку вимірювання інтенсивності світла зворотним зміщеним світлодіодом, одним і тим же ПВВ можливо спочатку задати зворотне зміщення і ним же контролювати релаксаційний процес. А у випадку підключення світлодіода до двох ПВВ, він зможе функціонувати і режимі випромінювання світла (рис. 6 а), і в режимі детектування (рис. 6 б і в). При встановленні сигналів керування s_1 і s_2 двох ПВВ так, щоб анод був приєднаний до лінії живлення, а катод до землі, буде утворюватись пряме зміщення напівпровідникового переходу і випромінювання світла. Аналогічно при зворотному зміщенні забезпечується вимірювання інтенсивності світла.

Ще одною значною перевагою двохпортового ввімкнення є можливість на етапі вимірювання реалізації двох різних способів накопичення енергії біосигналу як на зростання потенціалу, так і на його спад. На рис. 6 в на етапі вимірювання порт ПВВ2 перемикається на вхід, а порт ПВВ1 приєднаний до лінії землі. В даному випадку вимірювання відбувається з спадом потенціалу на вході ПВВ2; це є схема вимірювання за рис. 4 б. Але, якщо на етапі вимірювання порт ПВВ2 залишити приєднаним до лінії живлення, а вимірювання проводити портом ПВВ1, відбувається накопичення енергії світла з наростанням потенціалу відповідно до рис. 3 б. Отже, при одній і тій же схемі реалізації, відмінність у режимі вимірювання визначається лише в алгоритмом.

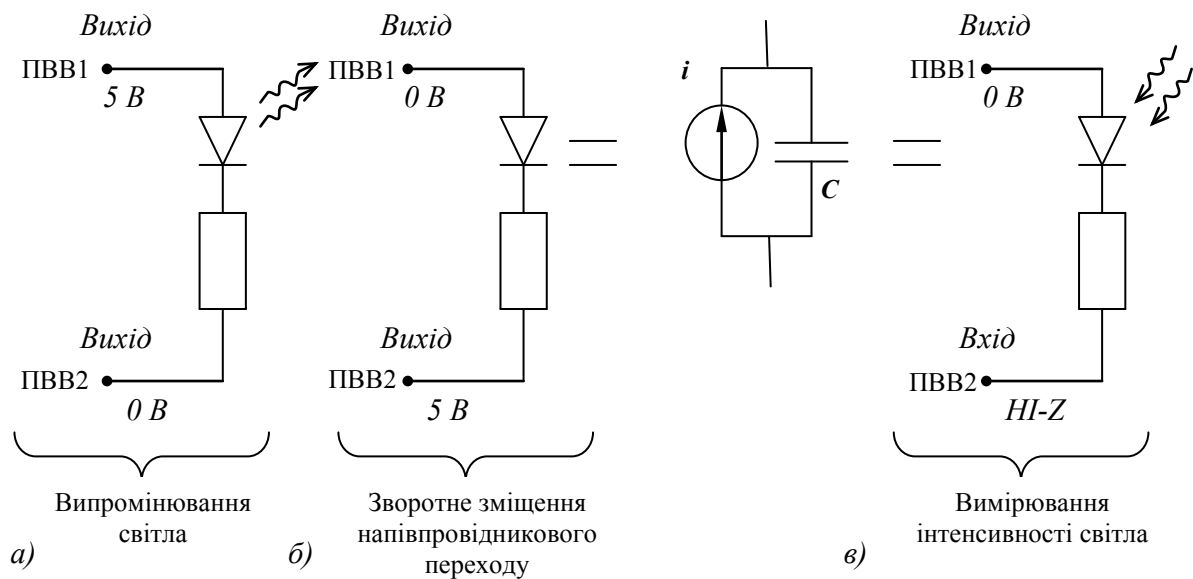


Рис. 6. Керування двома ПВВ для вимірювання інтенсивності світлового потоку

ЦИФРОВА СЕНСОРНА ПЛАТФОРМА

Враховуючи наявність у структурі сенсора пристрою, призначеного для забезпечення функціонування цифрового первинного перетворення на основі релаксаційних процесів, окрім цифрового інтерфейсу у сенсора з'являються і обчислювальні ресурси (частина незадіяного машинного часу). При цьому сенсор отримує додаткові властивості, які дозволяють також виконувати і цифрове оброблення сигналів в реальному часі, вести розрахунок параметрів серцево-судинної системи та передавати їх до базового пристрою системи у вже обробленому виді. Внаслідок цього сенсор стає в певній мірі автономним і самодостатнім. Враховуючи приведені властивості, такий сенсор коректніше називати сенсорною платформою.

ВИСНОВКИ

Вимірювання за способом накопичення енергії біосигналу, окрім узгодження рівнів сигналу для цифрового первинного перетворення, також забезпечує вигравш у відношенні сигнал шум. Енергію біосигналу доцільно накопичувати в вигляді заряду в реактивному елементі з використанням мікроконтролера або іншого цифрового пристрою для керування процесами ініціалізації та вимірювання релаксаційних процесів. При цьому ефективність такого сенсора сягає значення, рівного відношенню часу накопичення до часу, необхідного для первинного перетворення в системах миттєвої дії. У системах на основі цифрового сенсора (сенсорної платформи) максимально зменшується кількість аналогових операцій над первинним біосигналом; в ній сенсор є по своїй суті цифровим, а сенсорна платформа є засобом реалізації значної частини функцій всієї системи фото плетизмографії.

Перспективними в подальшому є розвиток та дослідження можливостей застосування наявних у цифровій сенсорній платформі обчислювальних ресурсів для реалізації цифрового оброблення сигналів в реальному часі та визначення параметрів сигналу сенсором.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Asada H., Shaltis P.A., Reisner A., Rhee S., Hutchinson, R. Mobile Monitoring with Wearable Photoplethysmographic Biosensors / H. Asada [and al] // IEEE engineering in medicine and biology magazine. – 2003. – Vol. 22. – P. 28–40.
2. Пат. 2218075 Российская Федерация, МПК А 61 В 5/0205; А 61 В 5/05. Способ и устройство регистрации и обработки плетизмограммы / Наумов В. А., Клевцов В. А.; заявитель и патентообладатель Наумов В. А. – № 20011234458/01; заявл. 09.01.01; опубл. 10.12.03. – 8 с.
3. Pat. 4556789 USA, Int. Cl.⁴ G 01 J 1/46; H 01 J 40/14. Measuring circuit for photo-receiving intensity of photosensor / Shotaro Y. [et al.]; Fuji Electric Company Ltd. – № 06/467870; filed 18.02.1983; date of patent 03.12.1985. – 9 p.
4. Pat. 6870148 USA, Int. Cl.⁷ G 01 J 1/32. LED with controlled capacitive discharge for photo sensing / Dietz P. H., Yerazunis W. S., Midgal J. N.; Misubishi Electric Research Laboratories Inc. – №

- 10/453097 ; filed 25.03.2004 ; date of patent 22.03.2005. – 16 p.
5. Pat. 7268387 USA, Int. Cl.⁷ G 01 J 1/44. Optical sensor, output processing method of optical sensor, display device, and electronic apparatus / Ozawa T. ; Seiko Epson Corp. – № 11/103461 ; filed 12.03.05 ; date of patent 11.09.07. – 20 p.
 6. Домбругов Р. М. Телевидение [Текст] : учебник для студентов вузов / Р. М. Домбругов. – К. : Вища школа. Головное изд-во, 1979. – 179 с.
 7. Hornak J. P. The Basics of MRI [Електронний ресурс] / J. P. Hornak ; Rochester Institute of Technology. – Hypertext book, 1996–2008. – Режим доступу : <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>. – Назва з екрану.
 8. Мосійчук В. С. Модель цифрового оптоелектронного сенсора / В. С. Мосійчук // Електроніка и связь. – 2009. – № 2–3. – С. 45–49.
 9. Pat. 6429718 USA, Int. Cl.⁷ G 06 F 7/64; H 06 F 7/18. Computer tomography with a multi-stage charge-integrated read amplifier / Lauter J. [et al.] ; Philips Corporation. – № 09/469334 ; filed 22.12.99 ; date of patent 06.08.02. – 7 p.

Надійшла до редакції 12.05.2011р.

ШАРПАН О. Б. - д.т.н., доцент, професор кафедри теоретичних основ радіотехніки, Національний технічний університет України «КПІ», Київ, Україна.

МОСІЙЧУК В. С. - асистент кафедри радіоприймання та оброблення сигналів, Національний технічний університет України «КПІ», Київ, Україна.