

УДК 001.57:621.376.54:681.5.08

## МЕТОДИ НЕПРЯМОГО ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ФІЗИЧНИХ ВЕЛЕЧИН НА ПІДСТАВІ РЕЛАКСАЦІЙНИХ ПРОЦЕСІВ

**В. Мосійчук, О. Шарпан**

*Національний технічний університет “Київський політехнічний інститут”  
вул. Політехнічна, 12, 03056, Київ, Україна  
mos@rtf.ntu-kpi.kiev.ua*

Обґрунтовано спосіб реалізації непрямого цифрового вимірювання декількох інформативних та декількох опорних сигналів одним сенсором. Досліджено опосередкований вплив фізіологічних процесів на швидкість релаксації та перетворення тривалості релаксаційного процесу в цифровий код. З використанням моделі порту вводу/виводу цифрового пристрою керування, напівпровідникового переходу та біотканини описано шляхи практичної реалізації таких вимірювань біосигналів. На підставі еквівалентних схем визначено необхідні для цифрового первинного перетворення алгоритмічні кроки.

*Ключові слова:* вимірювання біосигналів, релаксаційний процес, широтно-імпульсна модуляція.

Останнім часом для збільшення інформативності та завадостійкості вимірювальних систем їх виконують багатосигнальними. Такий підхід передбачає використання окремих сенсорів, часто з окремими трактами підсилення, фільтрації та нормалізації сигналів. Тому, використовуючи можливість мікроелектроніки в значній інтеграції функціональних елементів на одному кристалі, сенсори намагаються зробити цифровими. Це загалом спрощує вимірювальні системи, проте збільшує складність сенсорів та їхню вартість. Проблеми зі складністю експлуатації багатосенсорних систем є не вирішеними, особливо коли йдеться про вимірювання біосигналів. Альтернативою є рішення реалізувати вимірювальний тракт на засадах накопичення енергії слабких сигналів. Унаслідок цього система стане спрощеною, оскільки не буде частини загалом обов'язкових елементів [1].

Наша мета – обґрунтування механізмів вимірювання фотоструму, провідності та ємності на підставі релаксаційних процесів як основи для створення мультисигнальної сенсорної платформи.

**Методика цифрового первинного перетворення.** Застосування реактивного елемента, наприклад, ємності як “резервуара” заряду, дає змогу вимірювати значення слабких сигналів, визначаючи час, за який заряджається або розряджається ємність [2] до певного рівня порога. Для того, щоб періодично виконувати таке вимірювання,

наприклад, з частотою дискретизації, необхідно керувати процесом заряду і розряду ємності. Операції керування можна розділити на такі етапи: ініціалізація, супровід релаксаційного процесу, виявлення події досягнення релаксаційним процесом певного рівня порога, утилізація залишкового заряду. Загалом для реалізації всіх необхідних етапів потрібно застосовувати елементи керування, наприклад, ключові схеми для шунтування або відімкнення тих чи інших елементів [3]. А це ускладнює первинне перетворення. Альтернативним підходом є застосування для функцій керування портів вводу/виводу (ПВВ) з трьома станами сучасних мікро контролерів (МК), сигнальних процесорів (ЦСП) або ж програмованих логічних інтегральних схем (ПЛІС), у яких програмно передбачена можливість конфігурування своїх виведень в один з трьох станів: високого рівня на виході (лог. "1"), низького рівня на виході (лог. "0"), і високоімпедансного входу [4].

Якщо прийняти значення струму  $i(t, s)$  сталим протягом періоду детектування, то криву релаксаційного процесу можна записати у вигляді

$$U_p(t) = U_c(0) - \frac{1}{C} \int_0^t i(t, s) dt = U_c(0) - \frac{i}{C} \cdot t, \quad (1)$$

де  $\tau = i/C$  є сталою часу розряду або накопичення енергії сигналу. Параметр  $s$  відображає параметричну залежність струму від того чи іншого біосигналу.

Виразимо інформаційний параметр, що непрямим способом характеризує рівень сигналу, як

$$t = \frac{U_c(0) - U_p(t)}{i} C = \frac{U_c(0) - U_{\text{пор}}}{\tau} = \frac{\text{const}}{\tau}. \quad (2)$$

У нашому випадку ним є тривалість релаксаційного процесу (2) від заданого під час ініціалізації потенціалу до рівня порога. З рівняння (2) випливає, що вимірювати можна як біосигнали (струм  $i(t, s)$  характеризує первинний сигнал  $s$ ), так і фізичні величини (ємність  $C$  характеризує контакт сенсора з біооб'єктом).

**Вимірювання фотоструму.** На рис. 1 вимірювання відображено двома етапами й у трьох ракурсах: у вигляді електричної моделі (див. рис. 1, *a*), електричної моделі зі схемою заміщення (див. рис. 1, *б*) та функціональної моделі процесів під час вимірювання. Схема заміщення вимірювального світлодіода складається з джерела фотоструму та бар'єрної ємності напівпровідникового переходу. Перевагою застосування світлодіода є зручність для вимірювання стала часу релаксаційного процесу. У цьому разі  $\tau$  залежить від внутрішніх значень параметрів моделі. У випадку застосування фотодіода для одержання зручної у вимірюванні сталої часу паралельно до бар'єрної ємності доводиться приєднувати конденсатор.

На першому етапі на світлодіоді необхідно задати зворотне зміщення, наприклад, встановленням високого рівня напруги на катоді і низького на аноді. У цьому разі відбувається зарядження ємності напівпровідникового переходу ПВВ, що програмно має бути сконфігурований на вихід для того, щоб бути джерелом струму. На другому етапі приєднаний до катода вивід схеми керування необхідно перемикнути на вхід у стан високого вхідного опору (приблизно  $10^{15}$  Ом) і очікувати зміни логічного рівня з "високого" в "низький", що з'являється під час розряду напруги ємності до рівня порога. Сконфігурований програмно ПВВ у третій стан на електричній схемі показаний у вигляді

тригера Шміда, оскільки за струму витікання в  $10^{-14}$  А через ПБВ він має здатність розрізняти логічні рівні на вході. На другому етапі вимірювання заряд, накопичений у ємності, розряджається фотострумом. Фізично це процес рекомбінації просторового заряду, утвореного в разі зворотного зміщення електронами та дірками (під дією фотонів).

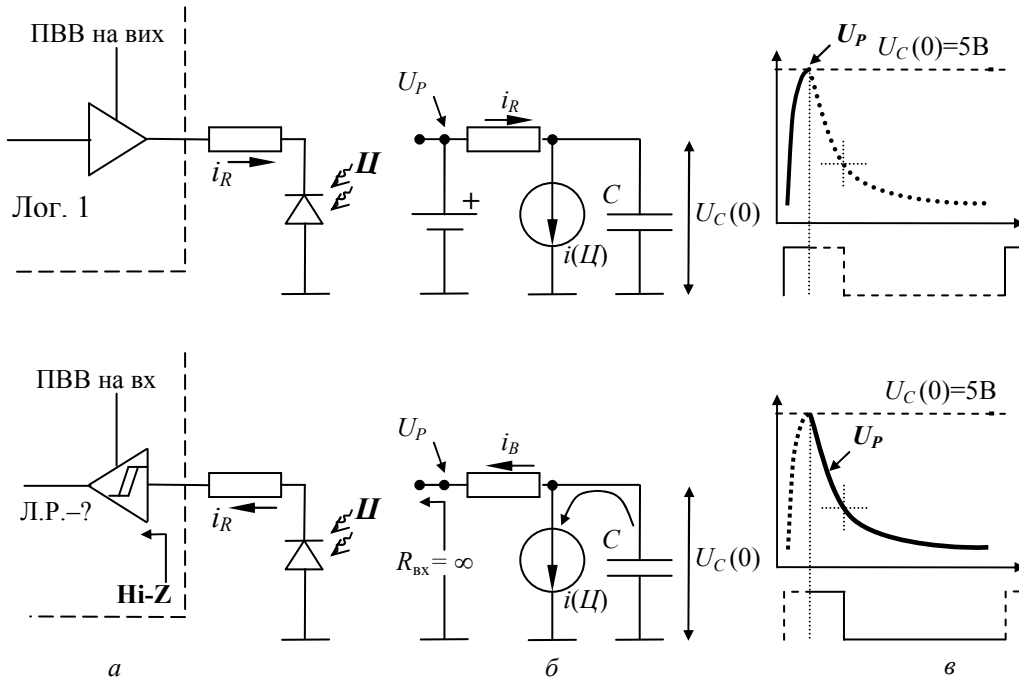


Рис. 1. Етапи вимірювання: *а* – електрична схема ввімкнення вимірювального світлодіода до ПБВ; *б* – схема заміщення на підставі моделі світлодіода; *в* – ініціалізація та релаксаційний процес

Наразі вимірювання інтенсивності світла застосовують для реєстрації пульсової хвилі фотоплетизмографічним методом.

**Вимірювання провідності.** Під час вимірювання провідності для формування біосигналу на підставі релаксаційних процесів використовують ту ж ідею, що й під час вимірювання фотоструму. Проте відмінність полягає в тому, що необхідно використовувати електроди. Еквівалентною схемою у випадку нашого релаксаційного процесу є лише ємність, яка розряджається через провідність досліджуваного об'єкта. На рис. 2 показано схеми приєднання електродів до ПБВ пристрою керування та схеми заміщення з використанням моделі контакту електроди–шкіра. У випадку біоімпедансометрії вимірювання проводять змінним струмом частотою приблизно 100 кГц [5], що пов'язане зі значною реактивною компонентою опору на низьких частотах (поляризаційна складова). У нашому випадку цю реактивність використовують для накопичення енергії біосигналу та можливості утворення релаксаційного процесу; отримують еквівалентну схему вимірювальної (аналогової) частини каналу сенсорної

платформи, показано на рис. 2. Як і вище, вимірювання необхідно виконувати в три етапи. На етапі ініціалізації заряджається ємність між двома електродами, приєднаними до ПВВ (усталення потенціалу на електродах, що дорівнює різниці між логічними нулем і одиницею); на другому – запускається релаксаційний процес та очікується його завершення; на третьому – видалення залишкового заряду, усталення потенціалу між електродами, що дорівнює нулю. Зазначимо, що схожість вимірювання двох різних сигналів може бути основою двосигнального сенсора.

Також останнім часом з'явилися праці у яких виконано вимірювання комплексної провідності [6]. Тобто, окрім активної складової, необхідно визначити і реактивну, зокрема поляризаційну ємність.

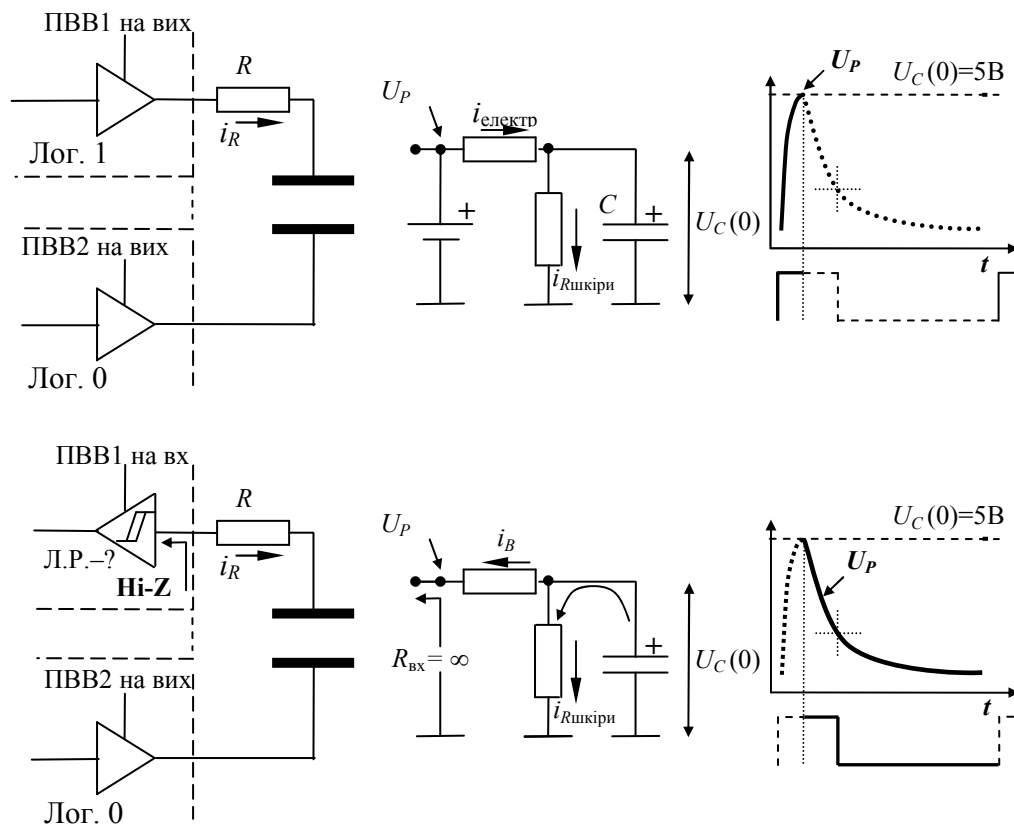


Рис. 2. Етапи вимірювання провідності

**Вимірювання ємності.** Для визначення ємності необхідно модифікувати спосіб вимірювання на підставі релаксаційного процесу. Для цього треба задіяти додатковий ПВВ пристрою керування з приєднаним до нього еталонним конденсатором  $C_E$ . Інший вивід конденсатора  $C_E$  приєднують до одного з електродів. На рис. 3 показано схему ввімкнення та еквівалентні схеми на трьох необхідних етапах вимірювання. В цьому випадку алгоритм вимірювання має бути ітераційним, пов'язаним з накопиченням заряду в еталонному конденсаторі порціями, які формує поляризаційна ємність між двома

електродами. Для точного вимірювання потрібно забезпечити співвідношення  $C_E \gg C_{\text{шкіри}}$ . На першому етапі (див. рис. 3, а), виконується ініціалізація; виводи обох ємностей заземлюють встановленням низького потенціалу на усіх ПВВ. На другому етапі (див. рис. 3, б) встановленням різних потенціалів на ПВВ1 і ПВВ2 заряджають поляризаційну ємність, ПВВ перебуває в третьому стані.

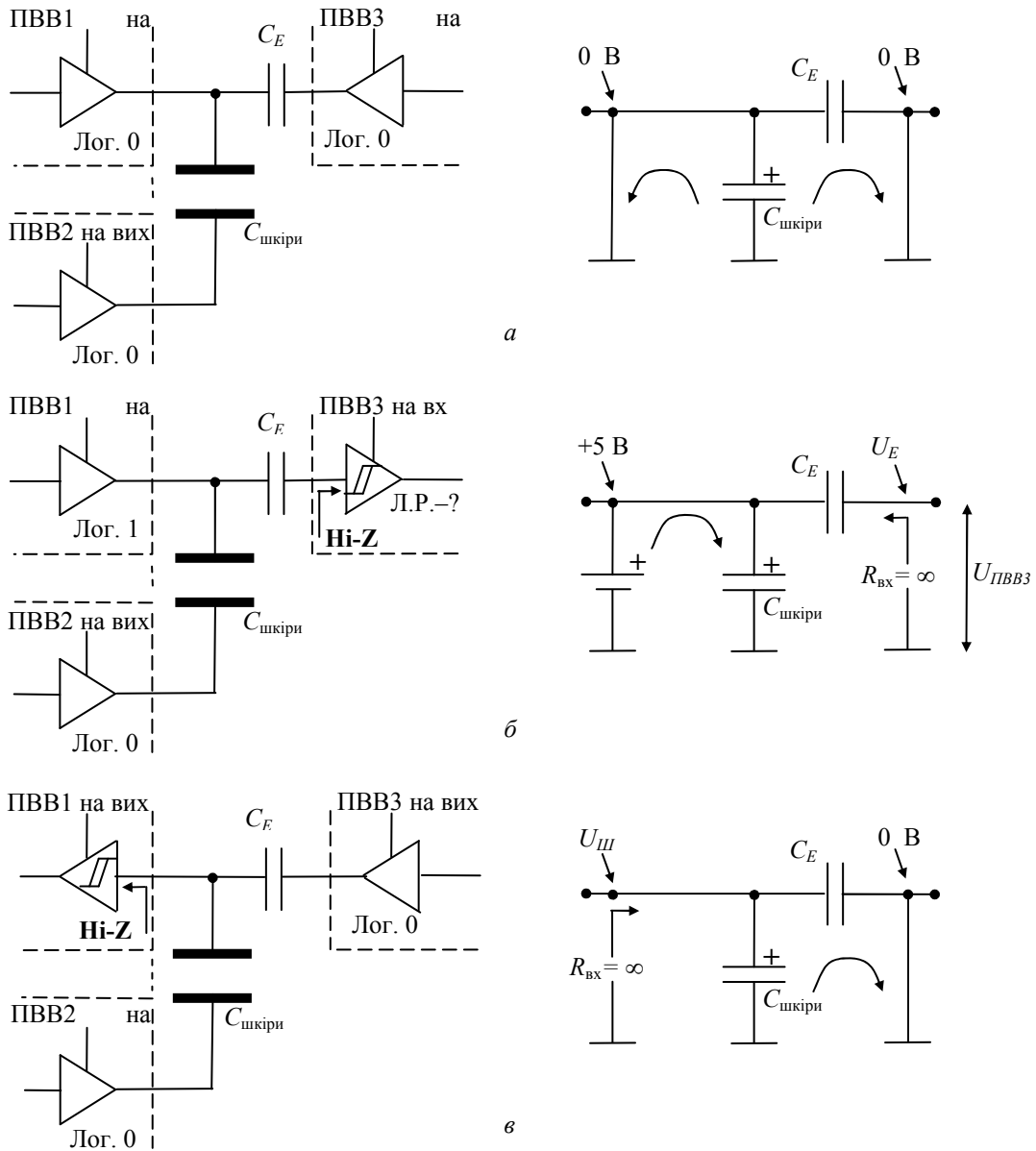


Рис. 3. Етапи вимірювання ємності

Третій етап (див. рис. 3, в) приводить до перерозподілу заряду на користь еталонного конденсатора.

Як бачимо зі схеми заміщення, обидві ємності стають приєднаними паралельно. Вивід ПБВ1 перебуває в третьому стані, чим фактично унеможливує вплив на розподіл заряду. Далі етапи 2 і 3 повторюються до ітерації, на якій напруга  $U_{\text{ПБВ3}}$  на вході ПБВ3 на етапі 2 не перевищить рівня порога між низьким та високим логічними рівнями. Полічивши кількість ітерацій, можна точно визначити поляризаційну ємність біотканини.

У разі зміни контакту між електродами сенсорної платформи та шкірою внаслідок зміни провідності та ємності формується сигнал, що може також характеризувати спотворення (артефакти) в базовому інформаційному сигналі, які виникають за несприятливих умов експлуатації.

Отже, ідентичність алгоритмічних кроків під час вимірювання різних інформативних та опорних сигналів забезпечує передумови створення мультисигнальної цифрової сенсорної платформи для систем реєстрації біосигналів нового покоління. Реєстрація опорних сигналів за параметрами, що характеризують умови експлуатації, забезпечує завадостійкість таких систем.

Перспективним надалі є дослідження практичної реалізації синхронного мультисигнального вимірювання на підставі отриманих результатів. Також інтерес становить вимірювання комплексного імпедансу на підставі релаксаційних процесів з використанням змінної напруги різних частот.

1. Мосійчук В. С. Модель цифрового оптоелектронного сенсора / В. С. Мосійчук // Електрон. і зв'язь. 2009. №2–3. С. 45–49.
2. Pat. 4556789 USA, Int. Cl.<sup>4</sup> 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. N 467870; filed 18.02.1983 ; date of patent 03.12.1985. 9 p.
3. Pat. 7268387 USA, Int. Cl. G 01 J 1/44. Optical sensor, output processing method of optical sensor, display device, and electronic apparatus / Ozawa T. ; Seiko Epson Corp. N 11/103461 ; filed 12.03.05 ; date of patent 11.09.07. 20 p.
4. Pat. 6870148 USA, Int. Cl.<sup>7</sup> G 01 J 1/32. LED with controlled capacitive discharge for photo sensing / Dietz P. H., Yerazunis W. S., Midgal J. N. ; Mitsubishi Electric Research Laboratories Inc. N 10/453097 ; filed 25.03.2004 ; date of patent 22.03.2005. 16 p.
5. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы: Справочник / Под ред. Т.С. Виноградовой. М. : Медицина, 1986. 230 с.
6. Ярошенко В. Т., Шарпан О. Б. Варіанти біоімпедансометрії при вивченні вікової фізіології людини / В. Т. Ярошенко, О. Б. Шарпан // Наукові вісті НТУУ “КПІ”. 2009. № 1. С. 26–29.

**METHODS OF INDIRECT MEASUREMENT OF BIOSIGNALS AND FISICAL VALUES BY RELAXATION PROCESS****V. Mosiychuk, O. Sharpan**

*National technical university of Ukraine "Kiev polytechnic institute"  
Politechnicheskaya Str., 12, UA-03056 Kiev, Ukraine  
mos@rtf.ntu-kpi.kiev.ua*

The way of implementation of indirect digital measurement of several informative and several reference signal is theoretically proved by one sensor control. It is researched direct influence of physiological processes on speed of a relaxation and transformation of duration of relaxation process to a digital code. Using models of bidirectional port of the CMOS microcontroller, semiconductor junction and a biological tissue, ways of practical implementation of such measurements of biosignals are shown. On the basis of equivalent circuit algorithmic steps necessary for digital primary conversation are certain.

*Key words:* measurement of biosignals, relaxation process, a pulse-width modulation.

**МЕТОДЫ КОСВЕННОГО ИЗМЕРЕНИЯ БИОСИГНАЛОВ И ФИЗИЧЕСКИХ ВЕЛЕЧИН НА ОСНОВЕ РЕЛАКСАЦИОННЫХ ПРОЦЕССОВ****В. Мосійчук, О. Шарпан**

*Национальный технический университет Украины  
"Киевский политехнический институт"  
ул. Политехническая, 12, 03056 Киев, Украина  
mos@rtf.ntu-kpi.kiev.ua*

Обоснован способ реализации косвенного цифрового измерения нескольких информативных и нескольких опорных сигналов одним сенсором. Исследовано опосредствованное влияние физиологических процессов на скорость релаксации и преобразование продолжительности релаксационного процесса в цифровой код. Используя модели порта ввода/вывода цифрового устройства управления, полупроводникового перехода и биоткани, показаны пути практической реализации таких измерений биосигналов. На основе эквивалентных схем определены необходимые для цифрового первичного преобразования алгоритмические шаги.

*Ключевые слова:* измерение биосигналов, релаксационный процесс, широтно-импульсная модуляция.

Стаття надійшла до редколегії 6.04.2009

Прийнята до друку 30.06.2009