

УДК 658.5: 681.3

**О. Д. Азаров, д. т. н., проф.; А. В. Снігур, асп.****О. Д. Азаров, д. т. н., проф.; А. В. Снігур, асп.****O. Azarov, Dr. Sc. (Eng.); A. Snigur, Post-Graduate****ВИМІРЮВАЛЬНА СИСТЕМА ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ АКТИВНОСТІ ТОЧОК АКУПUNKТУРИ ЛЮДИНИ У СТАЦІОНАРНИХ ТА НЕСТАЦІОНАРНИХ УМОВАХ****ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНИВАНИЯ АКТИВНОСТИ ТОЧЕК АКУПUNKТУРЫ ЧЕЛОВЕКА В СТАЦИОНАРНЫХ И НЕСТАЦИОНАРНЫХ УСЛОВИЯХ****MEASURING SYSTEM FOR THE CONTROL OF THE PERSON ACUPUNCTURE POINTS ACTIVITY AT STATIONARY AND NON-STATIONARY CONDITIONS**

*Розроблено вимірнювальну систему для оцінювання активності точок акупунктури людини в стаціонарних та нестационарних умовах на базі АЦП із ваговою надлишковістю. Показано, що у даній системі є можливість періодичного відновлення метрологічних характеристик її «ядра» – АЦП у нестационарних умовах внаслідок виконання так званої процедури самокалібрування, яка дозволяє зменшити або усунути вплив зовнішніх факторів на кінцеві результати вимірювання.*

*Разработана измерительная система для оценивания активности точек акупунктуры человека в стационарных и нестационарных условиях на базе АЦП с весовой избыточностью. Показано, что в данной системе есть возможность периодического восстановления метрологических характеристик её «ядра» – АЦП в нестационарных условиях вследствие выполнения так называемой процедуры самокалибрования, которая позволяет уменьшить или устранить воздействие внешних факторов на конечные результаты измерений.*

*Measuring system for the control of the person acupuncture points activity at stationary and non-stationary conditions on base of ADC with weight redundancy is developed. It is shown, that the system enables the opportunity to restore periodically metrological characteristics of its «nucleus» — ADC in non-stationary conditions as performance of the so-called procedure of selfcalibration which allows to reduce or eliminate the influence of external factors on final results of measurements.*

**Вступ**

На теперішній день у галузі акупунктурної терапії можна виділити проблему створення інформаційно-вимірнювальної системи (ІВС) для адекватнішого діагностування стану здоров'я людини за значеннями параметрів активності її біологічно-активних точок (БАТ) або точок акупунктури (ТА), що запропоновані в [1]. При цьому на практиці існує потреба забезпечення роботи такої та подібних систем як у стаціонарних (наприклад у лікарнях), так і в нестационарних (переносних або польових) умовах [2].

Сучасні ІВС, типу з яких описано в [3], не забезпечують зазначене адекватне діагностування (тобто і адекватне оцінювання активності вказаних точок), оскільки не враховують цілу низку інформативних параметрів БАТ: швидкість зміни значень рівнів сигналів ТА, індивідуальні варіації параметрів активних точок, «піки» у сигналах точок акупунктури тощо. Таким чином вирішення згаданої проблеми є актуальним.

**Мета статті** — розгляд підходу щодо створення продуктивнішої ІВС для адекватного оцінювання активності БАТ людини як у стаціонарних, так і в нестационарних умовах.

Задачі досліджень:

1. Розгляд принципів функціонування ІВС як у стаціонарних, так і у нестационарних умовах для адекватного оцінювання активності БАТ людини за рахунок врахування, зокрема: швидкостей зміни значень рівнів сигналів ТА, індивідуальних варіацій параметрів

активних точок, «піків» у сигналах точок акупунктури тощо.

2. Аналіз можливості підвищення продуктивності ІВС для адекватного оцінювання активності ТА людини в стаціонарних та нестаціонарних умовах за рахунок використання швидкодійного порозрядного аналого-цифрового перетворювача (АЦП) із ваговою надлишковістю, що додатково надає можливість періодичного відновлення метрологічних характеристик як власне АЦП, так і системи в цілому за рахунок так званої процедури самокалібрування.

### Введение

На настоящий день в области акупунктурной терапии можно выделить проблему создания информационно-измерительной системы (ИИС) для более адекватного диагностирования состояния здоровья человека с помощью значений параметров активности его биологически-активных точек (БАТ) или точек акупунктуры (ТА), которые предложены в [1]. При этом на практике существует потребность обеспечения работы такой и подобных систем как в стационарных (например в больницах), так и в нестаационарных (переносных или полевых) условиях [2].

Современные ИИС, типичная из которых описана в [3], не обеспечивают указанное адекватное диагностирование (то есть и адекватное оценивание активности указанных точек), поскольку не учитывают целый ряд информативных параметров БАТ: скорость изменения значений уровней сигналов ТА, индивидуальные вариации параметров активных точек, «пики» в сигналах точек акупунктуры и т. п. Таким образом решение упомянутой проблемы актуально.

**Цель статьи** — рассмотрение подхода к созданию более производительной ИИС для адекватного оценивания активности БАТ человека как в стационарных, так и в нестаационарных условиях.

Задачи исследований:

1. Рассмотрение принципов функционирования ИИС как в стационарных, так и в нестаационарных условиях для адекватного оценивания активности БАТ человека за счет учета, в частности: скоростей изменения значений уровней сигналов ТА, индивидуальных вариаций параметров активных точек, «пиков» в сигналах точек акупунктуры и т. п.

2. Анализ возможности повышения производительности ИИС для адекватного оценивания активности ТА человека в стационарных и нестаационарных условиях за счет использования быстрогодействующего порозрядного аналого-цифрового преобразователя (АЦП) с весовой избыточностью, что дополнительно даёт возможность периодического восстановления метрологических характеристик как собственно АЦП, так и системы в целом за счет так называемой процедуры самокалибровки.

### Introduction

Nowadays in the field of acupuncture therapies it is possible to distinguish the problem of creation of information-measuring system (IMS) for more adequate diagnosing of person state of health by means of values of parameters of activity of biologically-active points (BAP) or points of acupuncture (PA) which are offered in [1]. Thus in practice there is a need to provide the operation of such and similar systems both in stationary (for example in hospitals), and in non-stationary (portable or field) conditions [2].

Modern IMS, typical system is described in [3], do not provide the specified adequate diagnosing (that is, an adequate evaluation of the specified points activity) as do not consider a lot of information parameters of BAP: rate of change of values of PA signals levels, individual variations of parameters of active points, "peaks" in signals of acupuncture, points, etc. Thus solution of the above mentioned problem is actual.

**The purpose of the article is:** consideration of the approach regarding the creation of more productive IMS for adequate evaluation of BAP activity of the person both in stationary, and in non-stationary conditions.

Research problems are:

1. Consideration of principles of IMS functioning both in stationary, and in non-stationary conditions for adequate evaluation of BAP activity of the person due to the account, in particular: rates of change of values of PA signals level, individual variations of active points parameters, «peaks» in signals of acupuncture points, etc.

2. The analysis of the opportunity of IMS performance improvement for adequate evaluation of PA activity of the person in stationary and non-stationary conditions due to application of high-speed analog-digital converter (ADC) with weight redundancy, that in addition provides the opportunity of periodic restoration of metrological characteristics as of ADC itself, and systems as a whole due to the so-called selfcalibration procedure.

### Оцінювання активності точок акупунктури людини в стаціонарних умовах

У загальному випадку адекватне оцінювання активності БАТ людини (та в подальшому стану її здоров'я) у Су-Джок та корпоральній терапії можна здійснювати за 11-ма параметрами [1]: параметр  $Hh$  — набуває значення вимірних рівнів сигналів БАТ;  $Kh$  — набуває значення коефіцієнтів (показників), що обчислюються на основі вимірних рівнів сигналів активних точок ( $Hh$ );  $vh$  — швидкість зміни значень рівнів сигналів ТА ( $Hh$ ) у часі;  $vk$  — швидкість зміни значень коефіцієнтів (показників), що обчислюються на основі вимірних рівнів сигналів БАТ ( $Kh$ ) у часі;  $V_{Hs}$  — середнє арифметичне значення результатів обчислення швидкостей  $vh$  протягом відповідних періодів часу їх визначення;  $V_{Ks}$  — середнє арифметичне значення результатів обчислення швидкостей  $vk$  протягом відповідних періодів часу їх визначення;  $eh_{\min}$ ,  $eh_{\max}$  — вимірні індивідуальні відповідно мінімальні, максимальні (екстремальні) значення рівнів сигналів БАТ ( $Hh$ );  $th_{\min}$ ,  $th_{\max}$  — час встановлення (бажано визначати протягом доби) відповідно  $eh_{\min}$ ,  $eh_{\max}$ ;  $ek_{\min}$ ,  $ek_{\max}$  — вимірні індивідуальні відповідно мінімальні, максимальні (екстремальні) значення  $Kh$ ;  $tk_{\min}$ ,  $tk_{\max}$  — час встановлення (бажано визначати протягом доби) відповідно  $ek_{\min}$ ,  $ek_{\max}$ ;  $s$  — «індикаторний» показник, який враховує наявність ( $s = 0$ ) або відсутність «піків» ( $s = 1$ ) у ритмограмі певних БАТ (сигналах ТА).

Отримувати вимірювальну інформацію — значення рівнів струмів, біопотенціалів БАТ для подальшого визначення  $Hh$ ,  $Kh$ ,  $vh$ ,  $vk$ ,  $V_{Hs}$ ,  $V_{Ks}$ ,  $eh_{\min}$ ,  $eh_{\max}$ ,  $ek_{\min}$ ,  $ek_{\max}$ , а також  $s$ ,  $th_{\min}$ ,  $th_{\max}$ ,  $tk_{\min}$ ,  $tk_{\max}$  можна за допомогою відповідної системи вимірювання та реєстрування сигналів ТА, структуру якої описано в [4]. Водночас зазначена ІВС не дозволяє здійснювати адекватне оцінювання активності БАТ за всіма перерахованими 11-ма параметрами. Для здійснення такого оцінювання авторами пропонується використовувати вдосконалений варіант системи. Її основними складовими елементами є: комутатор вхідних сигналів (К) точок акупунктури; АЦП порозрядного врівноваження на основі надлишкових позиційних систем числення (НПСЧ) — АЦП із ваговою надлишковістю для перетворення таких сигналів; дисплей (Д) для візуалізації результатів вимірювань; апарат цифрового запису (АЦЗ) для зберігання результатів вимірювань; інтерфейс (ІФ) передавання зареєстрованих значень рівнів сигналів ТА до персональної електронно-обчислювальної машини (ПЕОМ); спеціалізований цифровий обчислювальний пристрій (СЦОП) для усереднення результатів вимірювань за допомогою постійного (ПЗП) та оперативного (ОЗП) запам'ятовувального пристроїв, блок керування (БК) роботою системи. Така структура ІВС може використовуватися як «базова» для оцінювання активності БАТ людини у Су-Джок та корпоральній терапії за всіма перерахованими вище параметрами у стаціонарних та нестаціонарних умовах. Розглянемо випадок функціонування «базової» ІВС у стаціонарних умовах.

Процес безпосереднього вимірювання будь-яких інформативних параметрів БАТ супроводжується впливом певних факторів, серед яких можна виділити: нестабільність контактів шкіра-електрод, наведення, шуми, нестабільність напруги живлення пристрою вимірювання тощо [5]. При подальшому оцінюванні стану активності ТА людини можливе отримання помилкових значень параметрів точок акупунктури (їх струму, біопотенціалів) [5]. Однією з причин цієї ситуації є, як правило, застосування однократних вимірювань таких параметрів. Тому важливим є коригування отриманих значень, зокрема, при здійсненні багатократних вимірювань з подальшим усередненням їх результатів. Отже, для коректнішого оцінювання активності ТА людини за вказаними 11-ма параметрами необхідно зменшити похибку при визначенні «базового» параметра  $Hh$ , на основі якого отримуються інші:  $Kh$ ,  $vh$ ,  $vk$ ,  $V_{Hs}$ ,  $V_{Ks}$ ,  $eh_{\min}$ ,  $eh_{\max}$ ,  $ek_{\min}$ ,  $ek_{\max}$ . При цьому для одноразового вимірювання згідно з [6]

$$Hh = Hh_d + \Delta + \Delta_s, \quad (1)$$

де  $Hh_d$  — дійсне значення  $Hh$  (действительное значение  $Hh$ ; the valid value  $Hh$ );  $\Delta$ ,  $\Delta_s$  — відповідно випадкова та систематична похибки під час отримання  $Hh$  (соответственно случайная и систематическая погрешности при получении  $Hh$ ; accordingly random and regular error at reception of  $Hh$ ).

Зменшити  $\Delta^0$  можна, за пропозицією авторів, взявши за результат вимірювання  $Hh$

$$\overline{Hh} = \sum_b Hh_b / b, \quad (2)$$

де  $\overline{Hh}$  — середнє арифметичне значення  $Hh$ , отримане в результаті  $b$  багаторазових вимірювань (среднее арифметическое значение  $Hh$ , полученное при  $b$  многократных измерениях; the mean arithmetic value  $Hh$ , received at  $b$  repeated measurements). Згідно з [6]  $\Delta^0$  у (2) мають різні знаки і взаємно знищуються. Припускаючи, що закон розподілу щільності ймовірності  $Hh$  є симетричним, середнє квадратичне відхилення результату вимірювання даного параметра зменшиться в  $\sqrt{b}$  разів порівняно з випадком для (1). Необхідно також зазначити, що описані багатократні вимірювання повинні здійснюватися, не знімаючи відповідного електрода з досліджуваної БАТ. Термін, протягом якого вони виконуються, обмежено періодами  $t_i, t_j$ , які виділяються для визначення на основі  $Hh, Kh - vh, vk$  за детального оцінювання станів ТА [7]. У випадку експрес-оцінювання станів БАТ [7] як обмеження для отримання значень  $Hh$  може виступати довільно визначений час  $T$  — тобто термін проведення такого дослідження.

### Оцінювання активності точок акупунктури людини в нестационарних умовах

Розглянемо випадок функціонування описаної вище «базової» ІВС у нестационарних умовах. Слід відзначити, що важливою особливістю даного випадку є вплив на систему факторів навколишнього середовища. Це у свою чергу призводить до погіршення метрологічних характеристик, зокрема, її «ядра» — АЦП. Враховуючи це, авторами пропонується ввести додатково до основного режиму роботи зазначеного вище АЦП на основі вагової надлишковості (перетворення сигналів) допоміжний режим — самокалібрування [8], [9]. Самокалібрування АЦП і ІВС на їх основі — окрема автоматична процедура визначення відхилень від номінальних (дійсних) значень параметрів окремих пристроїв або вимірювального каналу системи (в цілому) і формування протягом вказаної процедури коригувальних поправок з метою зменшення статичних похибок з перериванням при цьому процесу основного перетворення (вимірювання). Результати такої процедури можуть багатократно використовуватися у процесі основного перетворення або вимірювання допоки внаслідок змінення параметрів АЦП або вимірювального каналу не виникне потреба здійснювати нове калібрування [10]. Також необхідно вказати, що коли визначаються відхилення значень параметрів або характеристик для АЦП (лінійності, при потребі — масштабу тощо) від номіналу, то не використовуються спеціальні зразкові міри або еталонні сигнали. При цьому у зазначеному «допоміжному» режимі роботи перетворювача здійснюється визначення реальних ваг певних «неточних»  $Q_k$  розрядів АЦП, зміщення нуля  $\Delta A_{zm}$  та відповідно кодового еквівалента  $\Delta A_{zm} - K_{zm}$ .

Самокалібрування ваги  $k$ -го розряду  $Q_k$  полягає у двократному врівноваженні додаткового сигналу: перший раз з використанням  $Q_k$ , а другий — без використання. Реальне значення  $Q_k$  визначається як

$$Q_k^* = \sum_{j=-d}^k a_j'' Q_j^* - \sum_{j=-d}^{k-1} a_j' Q_j^*, \quad (3)$$

де  $a_j', a_j''$  — відповідно двійкові біти кодів результатів першого та другого врівноваження (соответственно двоичные биты кодов результатов первого и второго уравновешивания; accordingly binary bits of codes of the results of the first and the second equilibration);  $d$  — кількість умовно визначених «додаткових» розрядів перетворювача (число условно определенных «дополнительных» разрядов преобразователя; number of conditionally determined certain "additional" digits of the converter). Для визначення  $\Delta A_{zm}$  на вхід АЦП подається вхідний сигнал  $A_{vx} = 0$  і здійснюється його врівноваження, в результаті якого на виході формується відповідна кодова комбінація  $N_{zm}$ . Відповідно до  $N_{zm}$  обчислюється  $K_{zm}$  за формулою

$$K_{zm} = \sum_{i=-d}^{n-1} a_i Q_i^*, \quad (4)$$

де  $a_i$  — розрядні коефіцієнти у кодовій комбінації  $N_{zm}$  (разрядные коэффициенты в кодовой комбинации  $N_{zm}$ ; digit factors in a code combination  $N_{zm}$ );  $n$  — кількість розрядів перетворювача (число разрядов преобразователя; number of digits of the converter). Кодовий еквівалент кінцевого результату перетворення (після самокалібрування) вхідного сигналу БАТ  $A_{vx}$  отримується як

$$K(A_{vx}) = \sum_{i=0}^{n-1} a_i Q_i^* - K_{zm}, \quad (5)$$

де  $a_i$  — розрядні коефіцієнти коду 0 або 1 отримані в ході врівноваження (разрядные коэффициенты кода 0 или 1, полученные в ходе уравновешивания; digit factors of 0 or 1 code obtained during equilibration),  $n$  — кількість розрядів перетворювача, що використовуються для врівноваження  $A_{vx}$  (число разрядов преобразователя, которые используются для уравновешивания  $A_{vx}$ ; number of digits of the converter which are used for equilibration  $A_{vx}$ ).

Визначимо параметри АЦП із ваговою надлишковістю (для стаціонарних та нестационарних умов), виходячи з параметрів сигналів ТА. Це здійснюється згідно з [9], [11], зокрема, з урахуванням смуги частот спектра та значень вхідних сигналів БАТ. При цьому необхідно вказати, що згадані АЦП можуть бути виготовлені на неточній елементній базі з певними відхиленнями ваг розрядів від свого номіналу. Отже, приймемо, що значення вимірювальних рівнів сигналів БАТ у корпоральній та Су-Джок терапії можуть знаходитися в діапазоні від десятків мкВ ( $A_{\min}$ ) згідно з [12] (у корпоральній терапії) до десятків мВ ( $A_{\max}$ ), як показують дослідження та згідно з [13] (у Су-Джок та корпоральній терапії). Звідси динамічний діапазон сигналів активних точок

$$D_A = 20 \lg(A_{\max}/A_{\min}), \quad (6)$$

де  $A_{\min}$ ,  $A_{\max}$  — граничне значення діапазону сигналів БАТ (предельные значения диапазона сигналов БАТ; limiting values of BAP signals range), дорівнює близько 60 дБ. Припускаючи, що спектр сигналу для всіх зазначених точок збігається зі спектром (від нижньої частоти  $f_n = 0$  Гц до верхньої  $f_v = 430$  Гц) для ТА, розташованих під шкірою у м'язах (у корпоральній терапії) [12], отримаємо частоту дискретизації перетворювача

$$f_d = 2f_v, \quad (7)$$

де  $f_v$  — верхня частота в спектрі сигналу БАТ на рівні до 1 КГц (верхня частота в спектрі сигналу БАТ на рівні до 1 КГц, the top frequency in spectrum of signal BAP at the level of up to 1 KHz). Кількість розрядів АЦП на основі НПСЧ (наприклад для  $\alpha = 1,618$ ) розраховується як

$$n_\alpha = n_2 (\ln 2 / \ln \alpha), \quad (8)$$

де

$$n_2 = D_A / 6 = 10; \quad (9)$$

$n_2$  — кількість розрядів звичайного двійкового перетворювача (число разрядов обычного двоичного преобразователя; number of digits of conventional binary converter);  $n_\alpha = 14$  розрядів. Така розрядність —  $n_2 = 10$  розрядів (та відповідно розрахований до неї динамічний діапазон у 60 дБ) є однією з типових для подібних АЦП у системах оцінювання активності ТА [13]. В разі використання АЦП на основі НПСЧ для  $\alpha = 1,618$  відхилення ваг  $\delta Q_i$  розрядів  $Q_i$  перетворювача від свого номінального значення може становити до 23,6%. При цьому кількість  $n - m$  (де  $n = n_\alpha$ ) «точних» розрядів АЦП (що не калібруються) визначається з виразу

$$\sum_{i=1}^{n-m} \delta Q_i \leq 0,5 Q_0, \quad (10)$$

де

$$Q_0 = A_{vx \max} / 2^{n_2} - \quad (11)$$

вага молодшого розряду перетворювача (вес младшего разряда преобразователя, weight of the younger digit of the converter); ваги інших розрядів розраховуються як

$$Q_i = Q_0 \alpha^i, \quad (12)$$

( $i = 1 \dots n-1$ , де  $n = n_\alpha$ ). Припускаючи, що максимальне значення вхідного сигналу БАТ для АЦП  $A_{vx \max} = 100$  мВ,  $\delta Q_i = 0,03 Q_i$  (відхилення у 3 %) отримаємо  $Q_0 = 0,097$  мВ, кількість розрядів ( $n - m$ ) дорівнює 5.

### Узагальнений підхід до оцінювання активності точок акупунктури людини

Однією важливою особливістю функціонування порозрядного АЦП на основі НПСЧ повинна бути його здатність обробляти «піки» в сигналах БАТ для визначення параметра  $s$  (як в стаціонарних, так і в нестационарних умовах). Використання в даному випадку швидкодійніших перетворювачів (здатних обробляти «піки») паралельного або паралельно-последовного типів збільшує кількість обладнання та споживану потужність і тому не є доцільним. Припустимо, що такі «піки» (рис. 1а) є характерними для всіх досліджуваних активних точок у Су-Джок та корпоральній терапії [4] (у цьому випадку розглядається максимальна швидкість зміни сигналу для «найгіршого випадку») і збігаються з «піками» для зазначених підшкірних ТА [12] (рис. 1б).

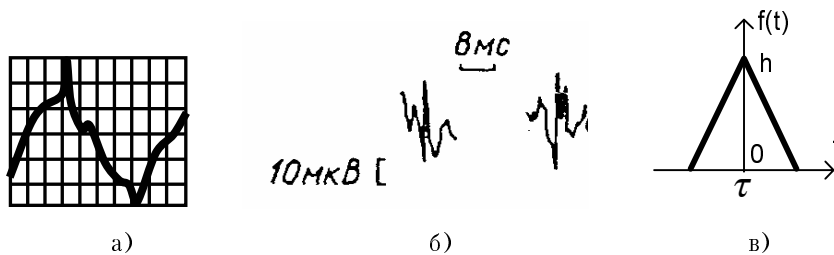


Рис. 1. Сигнали БАТ та їх складові: а) сигнал БАТ у Су-Джок терапії з «піками»; б) сигнали підшкірних БАТ у корпоральній терапії з відповідними «піками»; в) виділений окремо «пік» сигналів БАТ

Рис. 1. Сигналы БАТ и их составляющие: а) сигнал БАТ в Су-Джок терапии с «пиками»; б) сигналы подкожных БАТ в корпоральной терапии с соответствующими «пиками»; в) отдельно выделен «пик» сигналов БАТ

Fig. 1. BAP signals and their components: а) BAP signal in Su-Jok therapies with "peaks"; б) signals of hypodermic BAP in corporal therapies with corresponding "peaks"; в) separately taken "peak" of BAP signals

Припустимо, що «пік» має форму трикутника, тобто відповідає трикутному імпульсу. Такий імпульс описується функцією [14]

$$f(t) = \begin{cases} 0, & t < -\tau/2; \\ h(1 + 2t/\tau), & -\tau/2 < t < 0; \\ h(1 - 2t/\tau), & 0 < t < \tau/2; \\ 0, & \tau/2 < t, \end{cases} \quad (13)$$

де  $t$  – час (время; time),  $\tau$  – довжина імпульсу (длина импульса; length of the pulse);  $h$  – висота імпульсу (высота импульса; height of the pulse) (рис. 1в). Для нашого випадку  $\tau = 2$  мс та  $h = 10$  мкВ, які можна визначити орієнтовно з [11] (рис. 1б). Такі параметри імпульсу визначають вказану вище максимальну швидкість зміни сигналу («найгірший випадок»), яка в свою чергу отримується як похідна

$$f'(t) = \frac{df}{dt} \quad (14)$$

на проміжку  $-\tau/2 < t < 0$  і є

$$f'(t) = 2h/\tau; \quad (15)$$

$f'(t) = 10$  мВ/с. За  $\tau/2$  (в кодуванні «піка») порозрядний двійковий АЦП із  $n_2 = 10$  розрядів з характерним для таких пристроїв часом перетворення  $T_{per} = 10$  мкс [15] здійснить 100 перетворень. Враховуючи, що максимально допустима зміна значення (швидкість) вхідного сигналу для будь-якого двійкового АЦП не повинна перевищувати

$$\Delta A_{vx2} = 0,5 Q_0, \quad (16)$$

де  $Q_0$  – молодший розряд АЦП (младший розряд АЦП, younger digit of ADC); за  $T_{per}$  отримаємо

роздільну здатність перетворення орієнтовно в 6 двійкових розрядів. У свою чергу, АЦП на основі НПСЧ із  $n_\alpha = 14$  розрядів (еквівалентний  $n_2 = 10$  розрядів), може обробляти такий сигнал із значно більшою швидкістю, а саме, у  $0,7n_2\gamma_{shv}$  рази [9] (де  $\gamma_{shv} = 3,79$  – коефіцієнт підвищення швидкодії перетворювача із ваговою надлишковістю для  $\alpha = 1,618$ ), тобто у 30 разів. Це еквівалентно збільшенню швидкості зміння сигналу на вході АЦП з  $n_\alpha = 14$  розрядів порівняно з двійковим у  $0,7n_2\gamma_{shv}$  рази. Таким чином швидкість зміння сигналу на вході АЦП може дорівнювати

$$f'(t)_\alpha = f'(t) \cdot 0,7n_2\gamma_{shv}. \quad (17)$$

Отже, АЦП на основі НПСЧ забезпечить перетворення сигналів із швидкістю більшою у 30 разів ніж для двійкових перетворювачів (на рівні 10 двійкових розрядів). Завдяки компенсації динамічних похибок другого роду такий перетворювач дозволяє опрацьовувати «піки» у сигналах БАТ без пристрою вибірки і зберігання. Це у свою чергу спрощує аналогову частину ІВС, зменшує її вартість та підвищує метрологічну надійність.

Підсумовуючи описані вище вимоги і процедури можна зазначити, що блоки ІВС для роботи у стаціонарних та нестаціонарних умовах повинні виконувати такі функції:

1) АЦП – вимірювання значень біопотенціалів або струмів БАТ (тобто визначення  $Hh$ ), здійснення самокалібрування.

2) СЦОП – для стаціонарних та нестаціонарних умов обчислення згідно з (2), визначення:  $Hh, Kh, vh, vk, V_{Hs}, V_{Ks}, s, eh_{\min}, eh_{\max}, th_{\min}, th_{\max}, ek_{\min}, ek_{\max}, tk_{\min}, tk_{\max}$ ; для нестаціонарних умов (а за потреби і стаціонарних) додатково обчислення згідно з (3) – (5); для обох умов разом – за необхідності перетворення кодів з НПСЧ до двійкового з метою подальшого гнучкішого оцінювання активності БАТ за допомогою ПЕОМ за вказаними 11-ма параметрами;

3) ПЗП – зберігання встановлених «за замовчуванням» значень  $t_i, t_j, T$ ;

4) ОЗП – зберігання значень каліброваних (реальних) ваг  $Q_i$  розрядів АЦП,  $K_{zm}$ , поточних значень  $t_i, t_j, T$ , що задані користувачем ІВС; зберігання для подальшої візуалізації значень усіх 11-ти параметрів;

5) Д – візуалізація всіх 11-и параметрів активності БАТ;

6) АЦЗ – запис даних пункту 5 на носій інформації;

7) БК – керування роботою системи;

8) у ПЕОМ значення параметрів ТА отримані при безпосередньому вимірюванні або записані раніше за допомогою АЦЗ можуть передаватися через ІФ для подальшої обробки за певними алгоритмами, математичними моделями, зокрема, що запропоновані в [7].

Таким чином структура вимірювальної системи, що пропонується авторами, для оцінювання активності ТА людини у стаціонарних та нестаціонарних умовах буде мати вигляд (рис. 2).

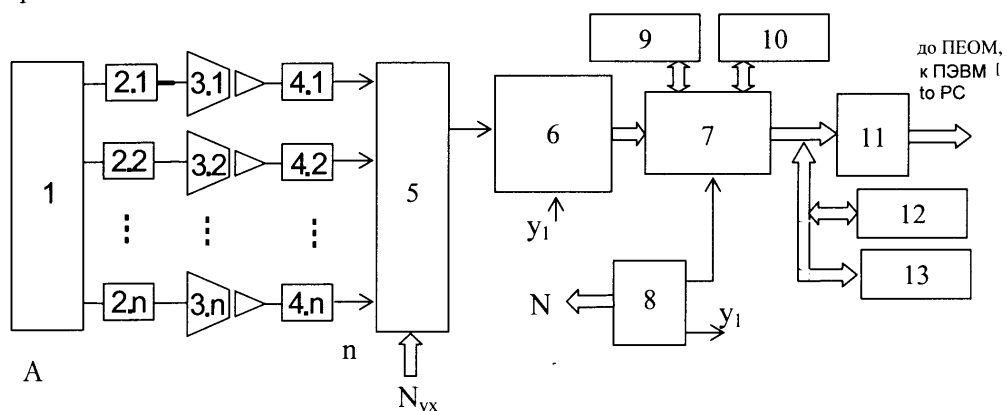


Рис. 2. Вимірювальна система для оцінювання активності ТА людини в стаціонарних та нестаціонарних умовах

Рис. 2. Измерительная система для оценивания активности ТА человека в стационарных и нестаационарных условиях

Fig. 2. Measuring system for evaluation of PA activity of the person in stationary and non-stationary conditions

Тут 1 – об'єкт вимірювання, тобто БАТ людини (объект измерения, то есть БАТ человека; object of measurements, that is, BAP of the person);  $A$  – множина вхідних сигналів БАТ (множество входных сигналов БАТ; set of input BAP signals); 2.1, ..., 2.n – давачі сигналів ТА, тобто фактично електроди для вимірювання рівнів сигналів активних точок (датчики сигналів ТА, то есть фактически электроды для измерения уровней сигналов активных точек; sensors of PA signals, i. e. actually electrodes for measurement of active points signals levels); 3.1, ..., 3.n – підсилювачі сигналів ТА із гальванічною розв'язкою наприклад за допомогою магнітного поля через трансформатор подібних до AD215 Isolation Amplifier фірми Analog Devices [13] для унеможливлення протікання струмів з системи на тіло людини (усилители сигналов ТА с гальванической развязкой например с помощью магнитного поля через трансформатор подобных AD215 Isolation Amplifier фирмы Analog Devices [13] для того чтобы не допустить протекание тока с системы на тело человека; amplifiers of PA signals with a galvanic isolation, for example, by means of magnetic field across the transformer, similar to AD215 Isolation Amplifier manufactured by Analog Devices [13] to avoid current flow from the system on the body of the person); 4.1, ..., 4.n – фільтри нижніх частот для фільтрації сигналів від завад мережі або пристрою живлення (фільтри нижніх частот для фильтрации сигналов от помех сети или устройства питания; low frequency filters for filtration of signal noise from the network or supply unit); 5 – комутатор вхідних сигналів БАТ (коммутатор входных сигналов БАТ; switch of input BAP signals); 6 – САЦП (САЦП, SADC) АЦП на основі НПСЧ із самокалібруванням (АЦП на основі ИПСС с самокалиброванием; ADC on the basis of RISC with selfcalibration); 7 – СЦОП (СЦВУ; SDC); 8 – БК (БУ, СУ),  $N, N_{VX}$  – коди мікрокоманд БК для вибору каналу  $K$  (коды микрокоманд БУ для выбора канала  $K$ ; codes of microcommands of CO for selection of the switch channel);  $y_1$  – сигнал керування (сигнал управления, control signal); 9 – ПЗП (ПЗУ; ROM); 10 – ОЗП (ОЗУ; RAM); 11 – ІФ (ИФ; TF), 12 – АЦЗ – апарат цифрового запису (аппарат цифровой записи; the device of digital recording); 13 – Д – дисплей (дисплей; the display).

Робота системи (див. рис. 2) здійснюється в двох режимах: «основному» – режимі визначення  $Hh$  (реєстрування значень струмів або біопотенціалів БАТ), обчислення  $Kh$  відповідно протягом вказаних вище періодів  $t_i, t_j, T$  визначення  $s$ ; додатковому («допоміжному») – режимі самокалібрування для САЦП. При цьому необхідно зазначити таке: самокалібрування у системі (для нестаціонарних умов) повинні здійснюватися через визначені на практиці проміжки часу, протягом яких фактори зовнішнього середовища призводять до погіршення метрологічних характеристик АЦП на основі НПСЧ, і, таким чином, всієї ІВС у цілому;  $f_d$ , розрахована вище для САЦП, для системи з  $n$  каналами повинна збільшитися у  $n$  разів ( $n$  може визначатися окремо для конкретного випадку проектування ІВС, враховуючи кількість БАТ потрібних для дослідження).

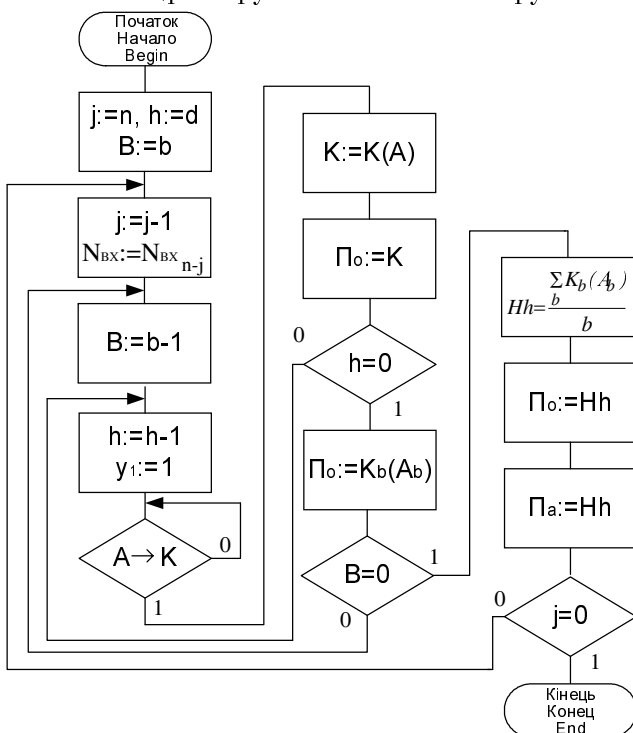


Рис. 3. Граф-схема алгоритму функціонування виміральної системи для оцінювання активності ТА людини у стаціонарних та нестаціонарних умовах

Рис. 3. Граф-схема алгоритма функционирования измерительной системы для оценивания активности ТА человека в стационарных и нестаационарных условиях

Fig. 3. Flow-chart of measuring system functioning algorithm for evaluation of BAP activity of the person in stationary and non-stationary conditions

Граф-схему алгоритму функціонування ІВС (рис. 2) для визначення основного параметра  $Hh$  показано на рис. 3.

Тут  $j$  – номер каналу  $K$  (номер каналу  $K$ ; number of the channel  $S$ );  $d$  – число кроків дискретизації по кожному каналу (число шагов дискрети-



зації по кожному каналу; number of steps of digitization on each channel);  $A$  – амплітуда вхідного сигналу БАТ (амплітуда входного сигналу БАТ; amplitude of the input BAP signal);  $A \rightarrow K$  – перетворення  $A$  у двійковий код  $K$  (преобразование  $A$  в двоичный код  $K$ ; conversion of  $A$  into binary code  $K$ );  $\Pi_0 := K$  – запис у пам'ять ОЗП ( $\Pi_0$ ) коду  $K$  (запись в память ОЗП ( $\Pi_0$ ) кода  $K$ ; writing in memory RAM ( $\Pi_0$ ) of code  $K$ );  $K(A)$  відповідає  $K(A_{vx})$  згідно з (4) ( $K(A)$  соответствует  $K(A_{vx})$  согласно (4));  $K_b(A_b)$  – кодовий еквівалент  $A$  для багаторазового  $b$  врівноваження згідно з (2) (кодový эквивалент  $A$  для многократного  $b$  урівноваження согласно (2), code equivalent  $A$  for repeated  $b$  equilibration according to (2));  $\Pi_a$  – пам'ять АЦЗ (память АЦЗ; memory DDR). Для  $y_1 = 1$  здійснюється ( $y_1 = 0$  – не здійснюється) врівноваження вхідного сигналу  $A$ .

### Оценивание активности точек акупунктуры человека в стационарных условиях

В общем случае адекватное оценивание активности БАТ человека (и в дальнейшем состояния его здоровья) в Су-Джок и корпоральной терапии можно осуществлять с помощью 11-и параметров [1]: параметр  $Hh$  — принимает значение измеренных уровней сигналов БАТ;  $Kh$  — принимает значение коэффициентов (показателей), которые вычисляются на основе измеренных уровней сигналов активных точек ( $Hh$ );  $vh$  — скорость изменения значений уровней сигналов ТА ( $Hh$ ) во времени;  $vk$  — скорость изменения значений коэффициентов (показателей), которые вычисляются на основе измеренных уровней сигналов БАТ ( $Kh$ ) во времени;  $V_{Hs}$  — среднее арифметическое значение результатов вычисления скоростей  $vh$  на протяжении соответствующих периодов времени их определения;  $V_{Ks}$  — среднее арифметическое значение результатов вычисления скоростей  $vk$  на протяжении соответствующих периодов времени их определения;  $eh_{\min}$ ,  $eh_{\max}$  — измеренные индивидуальные соответственно минимальные, максимальные (экстремальные) значения уровней сигналов БАТ ( $Hh$ );  $th_{\min}$ ,  $th_{\max}$  — время установления (желательно определять на протяжении суток) соответственно  $eh_{\min}$ ,  $eh_{\max}$ ;  $ek_{\min}$ ,  $ek_{\max}$  — измеренные индивидуальные соответственно минимальные, максимальные (экстремальные) значения  $Kh$ ;  $tk_{\min}$ ,  $tk_{\max}$  — время установления (желательно определять на протяжении суток) соответственно  $ek_{\min}$ ,  $ek_{\max}$ ;  $s$  — «индикаторный» показатель, который учитывает наличие ( $s = 0$ ) или отсутствие «пиков» ( $s = 1$ ) в ритмограмме определенных БАТ (сигналах ТА).

Получать измерительную информацию – значения уровней токов, биопотенциалов БАТ для дальнейшего определения  $Hh$ ,  $Kh$ ,  $vh$ ,  $vk$ ,  $V_{Hs}$ ,  $V_{Ks}$ ,  $eh_{\min}$ ,  $eh_{\max}$ ,  $ek_{\min}$ ,  $ek_{\max}$ , а также  $s$ ,  $th_{\min}$ ,  $th_{\max}$ ,  $tk_{\min}$ ,  $tk_{\max}$  можно с помощью соответствующей системы измерения и регистрации сигналов ТА, структура которой описана в [4]. Вместе с тем указанная ИИС не разрешает осуществлять адекватное оценивание активности БАТ по всем перечисленным 11-ти параметрам. Для осуществления такого оценивания авторами предлагается использовать усовершенствованный вариант системы. Ее основными составными элементами есть: коммутатор входных сигналов ( $K$ ) точек акупунктуры; АЦП порозрядного уравнивания на основе избыточных позиционных систем исчисления (ИПСС) – АЦП с весовой избыточностью для преобразования таких сигналов; дисплей (Д) для визуализации результатов измерений; аппарат цифровой записи (АЦЗ) для сохранения результатов измерений; интерфейс (ИФ) передачи зарегистрированных значений уровней сигналов ТА к персональной электронно-вычислительной машине (ПЭВМ); специализированное цифровое вычислительное устройство (СЦВУ) для усреднения результатов измерений с помощью постоянного (ПЗУ) и оперативного (ОЗУ) запоминающего устройства, блок управления (БУ) работой системы. Такая структура ИИС может использоваться как «базовая» для оценивания активности БАТ человека в Су-Джок и корпоральной терапии по всем вышперечисленным параметрам в стационарных и нестационарных условиях. Рассмотрим случай функционирования «базовой» ИИС в стационарных условиях.

Процесс непосредственного измерения любых информативных параметров БАТ сопровождается влиянием определенных факторов, среди которых можно выделить: нестабильность контактов кожа-электрод, наводки, шумы, нестабильность напряжения питания устройства измерения и т. п. [5]. При дальнейшем оценивании состояния активности ТА человека возможно получение ошибочных значений параметров точек акупунктуры (их тока, биопотенциалов) [5]. Одной из причин этой ситуации является, как правило, применение однократных измерений таких параметров. Поэтому важна корректировка полученных значений, в частности, при осуществлении многократных измерений с дальнейшим усреднением их результатов. Итак, для более корректного оценивания активности ТА человека с помощью указанных 11-ти параметров необходимо уменьшить погрешность при определении «базового» параметра  $Hh$ , на основе которого получают другие:  $Kh$ ,  $vh$ ,  $vk$ ,  $V_{Hs}$ ,  $V_{Ks}$ ,  $eh_{\min}$ ,  $eh_{\max}$ ,  $ek_{\min}$ ,  $ek_{\max}$ . При этом для однократного измерения согласно [6] по-

лучим (1). Уменьшить  $\Delta^0$  можно, по предложению авторов, взяв за результат измерения (2). Согласно [6]  $\Delta^0$  в (2), имеющие разные знаки, взаимно уничтожаются. Предполагая, что закон распределения плотности вероятности  $Hh$  симметричен, среднее квадратичное отклонение результата измерения данного параметра уменьшится в  $\sqrt{b}$  раз по сравнению со случаем для (1). Необходимо также указать, что описанные многократные измерения должны осуществляться, не снимая соответствующего электрода с исследуемой БАТ. Срок, на протяжении которого они выполняются, ограничен периодами  $t_i, t_j$ , которые выделяются для определения на основе  $Hh, Kh - v_h, vk$  при детальном оценивании состояний ТА [7]. В случае экспресс-оценивания состояний БАТ [7] как ограничение для получения значений  $Hh$  может выступать произвольно определенное время  $T$  – то есть срок проведения такого исследования.

### Оценивание активности точек акупунктуры человека в нестационарных условиях

Рассмотрим случай функционирования описанной выше «базовой» ИИС в нестационарных условиях. Следует отметить, что влияние на систему факторов окружающей среды — это важная особенность данного случая; это в свою очередь приводит к ухудшению метрологических характеристик, в частности, ее «ядра» — АЦП. Учитывая это, авторами предлагается ввести дополнительно к основному режиму работы указанного выше АЦП на основе весовой избыточности (преобразование сигналов) вспомогательный режим — самокалибрование [8], [9]. Самокалибрование АЦП и ИИС на их основе — отдельная автоматическая процедура определения отклонений от номинальных (действительных) значений параметров отдельных устройств или измерительного канала системы (в целом) и формирование в течение указанной процедуры корректирующих поправок с целью уменьшения статических погрешностей с прерыванием при этом процесса основного преобразования (измерения). Результаты такой процедуры могут многократно использоваться в процессе основного преобразования или измерения до тех пор, пока вследствие изменения параметров АЦП или измерительного канала не возникнет потребность осуществлять новое калибрование [10]. Также необходимо указать, что если определяются отклонения значений параметров или характеристик для АЦП (линейности, при потребности — масштаба и т. п.) от номинала, то не используются специальные образцовые меры или эталонные сигналы. При этом в указанном «вспомогательном» режиме работы преобразователя осуществляется определение реальных весов определенных «неточных»  $Q_k$  разрядов АЦП, смещение нуля  $\Delta A_{zm}$  и соответственно кодового эквивалента  $\Delta A_{zm} - K_{zm}$ .

Самокалибрование веса  $k$ -го разряда  $Q_k$  состоит в двухкратном уравнивании дополнительного сигнала: первый раз с использованием  $Q_k$ , а второй – без использования. Реальное значение  $Q_k$  определяется как (3). Для определения  $\Delta A_{zm}$  на вход АЦП подается входной сигнал  $A_{vx} = 0$  и осуществляется его уравнивание, в результате которого на выходе формируется соответствующая кодовая комбинация  $N_{zm}$ . Соответственно  $N_{zm}$  вычисляется  $K_{zm}$  по формуле (4). Кодовый эквивалент конечного результата преобразования (после самокалибрования) входного сигнала БАТ  $A_{vx}$  получается согласно (5). Определим параметры АЦП с весовой избыточностью (для стационарных и нестационарных условий), исходя из параметров сигналов ТА. Это осуществляется согласно [9], [11], в частности, с учетом полосы частот спектра и значений входных сигналов БАТ. При этом необходимо указать, что упомянутые АЦП могут быть изготовлены на неточной элементной базе с определенными отклонениями весов разрядов от своего номинала. Итак, примем, что значение измерительных уровней сигналов БАТ в корпоральной и Су-Джок терапии могут находиться в диапазоне от десятков мкВ ( $A_{min}$ ) согласно [12] (в корпоральной терапии) до десятков мВ ( $A_{max}$ ), как показывают исследования и согласно [13] (в Су-Джок и корпоральной терапии). Отсюда динамический диапазон сигналов активных точек (6), равняется около 60 дБ. Предполагая, что спектр сигнала для всех указанных точек совпадает со спектром (от нижней частоты  $f_n = 0$  Гц до верхней  $f_v = 430$  Гц) для ТА, расположенных под кожей в мышцах (в корпоральной терапии) [12], получим частоту дискретизации преобразователя (7) на уровне до 1 КГц. Количество разрядов АЦП на основе ИПСС (например для  $\alpha = 1,618$ ) рассчитывается как (8), а  $n_2$  согласно (9);  $n_\alpha = 14$  разрядов. Такая разрядность –  $n_2 = 10$  разрядов (и соответственно рассчитанный для нее динамический диапазон порядка 60 дБ) есть одной из типичных для подобных АЦП в системах оценивания активности ТА [13]. При использовании АЦП на основе ИПСС для  $\alpha = 1,618$  отклонение весов  $\delta Q_i$  разрядов  $Q_i$  преобразователя от своего номинального значения может составлять до 23,6 %. При этом количество  $n - m$  (где  $n = n_\alpha$ ) «точных» разрядов АЦП (которые не калибруются) определяется из выражения (10), а  $Q_0$  согласно (11); веса других разрядов рассчитываются как в (12). Предполагая, что максимальное значение входного сигнала БАТ для

АЦП  $A_{vx\max} = 100$  мВ,  $\delta Q_i = 0,03Q_i$  (отклонение в 3 %) получим  $Q_0 = 0,097$  мВ, количество разрядов ( $n - m$ ) равняется 5.

### Обобщенный подход оценивания активности точек акупунктуры человека

Одной важной особенностью функционирования порозрядного АЦП на основе ИПСС должна быть его способность обрабатывать «пики» в сигналах БАТ для определения параметра  $s$  (как в стационарных, так и в нестационарных условиях). Использование в данном случае более быстродействующих преобразователей (способных обрабатывать «пики») параллельного или параллельно-последовательного типов увеличивает количество оборудования и потребляемую мощность и поэтому не является целесообразной. Предположим, что такие «пики» (рис. 1а) характерны для всех исследуемых активных точек в Су-Джок и корпоральной терапии [4] (в данном случае здесь рассматривается максимальная скорость изменения сигнала для «наиболее плохого» случая) и совпадают с «пиками» для указанных подкожных ТА [12] (рис. 1б).

Предположим, что «пик» имеет форму треугольника, то есть соответствует треугольному импульсу. Такой импульс описывается функцией [14] (13). Для нашего случая  $\tau = 2$  мс и  $h = 10$  мкВ, которые можно определить ориентировочно из [11] (рис. 1б). Такие параметры импульса определяют указанную выше максимальную скорость изменения сигнала («наиболее плохой случай»), которая в свою очередь получается как производная (14) на промежутке  $-\tau/2 < t < 0$  и есть  $f' = 10$  мВ/с (15). За  $\tau/2$  (при кодировании «пика») поразрядный двоичный АЦП имеющий  $n_2 = 10$  разрядов и характерным для таких устройств временем преобразования  $T_{per} = 10$  мкс [15] осуществит 100 преобразований. Учитывая, что максимальное допустимое изменение значения (скорость) входного сигнала для любого двоичного АЦП не должна превышать (16) за  $T_{per}$ , получим разрешающую способность преобразования ориентировочно в 6 двоичных разрядов. В свою очередь, АЦП на основе ИПСС имеющего  $n_\alpha = 14$  разрядов (эквивалентный  $n_2 = 10$  разрядов), может обрабатывать такой сигнал со значительно большей скоростью, а именно, в  $0,7n_2\gamma_{shv}$  раза [9] (где  $\gamma_{shv} = 3,79$  – коэффициент повышения быстродействия преобразователя с весовой избыточностью для  $\alpha = 1,618$ ), то есть в 30 раз. Это эквивалентно увеличению скорости изменения сигнала на входе АЦП имеющего  $n_\alpha = 14$  разрядов по сравнению с двоичным в  $0,7n_2\gamma_{shv}$  раза. Таким образом скорость изменения сигнала на входе АЦП может равняться (17). Итак, АЦП на основе ИПСС обеспечит преобразование сигналов со скоростью большей в 30 раз чем для двоичных преобразователей (на уровне 10 двоичных разрядов). Благодаря компенсации динамических погрешностей второго рода такой преобразователь позволяет обрабатывать «пики» в сигналах БАТ без устройства выборки и хранения. Это в свою очередь упрощает аналоговую часть ИИС, уменьшает ее стоимость и повышает метрологическую надежность.

Подытоживая описанные выше требования и процедуры можно указать, что блоки ИИС для работы в стационарных и нестационарных условиях должны выполнять такие функции:

АЦП – измерение значений биопотенциалов или токов БАТ (то есть определение  $Hh$ ), осуществление самокалибрования.

2) СЦВУ – для стационарных и нестационарных условий вычисления согласно (2), определение:  $Hh, Kh, vh, vk, V_{Hs}, V_{Ks}, s, eh_{\min}, eh_{\max}, th_{\min}, th_{\max}, ek_{\min}, ek_{\max}, tk_{\min}, tk_{\max}$ , для нестационарных условий (а при необходимости и стационарных) вычисления согласно (3) – (5); для обоих условий вместе – при необходимости преобразование кодов из ИПСС в двоичный с целью дальнейшего более гибкого оценивания активности БАТ с помощью ПЕОМ на основе указанных 11-ти параметров;

3) ПЗУ – сохранение установленных «по умолчанию» значений  $t_i, t_j, T$ ;

4) ОЗУ – сохранение значений калиброванных (реальных) весов  $Q_i$  разрядов АЦП,  $K_{zm}$ , текущих значений  $t_i, t_j, T$ , которые задаются пользователем ИИС; сохранение для дальнейшей визуализации значений всех 11-и параметров;

5) Д – визуализация всех 11-и параметров активности БАТ;

6) АЦЗ – запись данных пункта 5) на носитель информации;

7) БУ – управление работой системы;

8) в ПЭВМ значение параметров ТА полученные при непосредственном измерении или записанные ранее с помощью АЦЗ могут передаваться через ИФ для дальнейшей обработки согласно определенных алгоритмов, математических моделей, в частности, которые предложены в [7].

Таким образом структура измерительной системы, которая предлагается авторами, для оценивания активности ТА человека в стационарных и нестационарных условиях будет иметь вид (рис. 2). Работа системы (см. рис. 2) осуществляется в двух режимах: «основном» – режиме определения  $Hh$  (регистрация значений токов или биопотенциалов БАТ), вычисления  $Kh$  соответственно в течение указанных выше периодов  $T, t_i, t_j$  определения  $s$ ; дополнительном («вспо-

могательном») – режиме самокалибрования для САЦП. При этом необходимо указать такое: самокалибрование в системе (для стационарных и нестационарных условий) должны осуществляться через определенные на практике промежутки времени, в течение которых факторы внешней среды приводят к ухудшению метрологических характеристик АЦП на основе ИПСС, и таким образом всей ИИС в целом;  $f_d$  рассчитанная выше для САЦП, для системы с  $n$  каналами должна увеличиться в  $n$  раз ( $n$  может определяться в отдельности для конкретного случая проектирования ИИС, учитывая количество БАТ нужных для исследования).

Граф-схема алгоритма функционирования ИИС (см. рис. 2) при определении основного параметра  $Hh$  приведена на рис. 3. При  $y_1 = 1$  осуществляется ( $y_1 = 0$  – не осуществляется) уравнивание входного сигнала  $A$ .

### Evaluation of person acupuncture points activity in stationary conditions

In general case adequate evaluation of BAP of the person (and the state of health) in Su-Jok and others types of therapies can be carried out applying 11 parameters [1]: parameter  $Hh$  – acquires the value of the measured levels of BAP signals;  $Kh$  – acquires the value of factors (parameters) which are calculated on the basis of the measured levels of signals of active points ( $Hh$ );  $vh$  – rate of change of values of PA signals levels ( $Hh$ ) in time;  $vk$  – rate of values of factors (parameters) change which are calculated on the basis of the measured levels of BAP signals ( $Kh$ ) in time;  $V_{Hs}$  – average arithmetic value of the results of calculation of  $vh$  rates during the corresponding periods of time of their definition;  $V_{Ks}$  – average arithmetic value of results of calculation of rates  $vk$  during the corresponding periods of time of their definition;  $eh_{min}$ ,  $eh_{max}$  – measured individual accordingly minimal, maximal (extreme) values of levels of BAP signals ( $Hh$ );  $th_{min}$ ,  $th_{max}$  – time of setting (it is desirable to define during the day) accordingly  $eh_{min}$ ,  $eh_{max}$ ;  $ek_{min}$ ,  $ek_{max}$  – measured individual accordingly minimal, maximal (extreme) values  $Kh$ ;  $tk_{min}$ ,  $tk_{max}$  – time of setting (it is desirable to define during the day) accordingly  $ek_{min}$ ,  $ek_{max}$ ;  $s$  – a "display" parameter which takes into account the presence ( $s = 0$ ) or absence of «peaks» ( $s = 1$ ) in rhythmogram of certain BAP (PA signals).

We can receive the measuring information – values of current levels, biopotentials BAP for further definition of  $Hh$ ,  $Kh$ ,  $vh$ ,  $vk$ ,  $V_{Hs}$ ,  $V_{Ks}$ ,  $eh_{min}$ ,  $eh_{max}$ ,  $ek_{min}$ ,  $ek_{max}$ , and also  $s$ ,  $th_{min}$ ,  $th_{max}$ ,  $tk_{min}$ ,  $tk_{max}$  by means of corresponding system of measurement and registration of PA signals which structure is described in [4]. At the same time the specified IMS does not allow to carry out adequate evaluation of BAP activity by all listed 11 parameters. For realization of such evaluation authors offer to use the improved version of the system. Its basic components are: the switch of input signals ( $K$ ) of acupuncture points; ADC of digital equilibration on the basis of redundant positioning systems of calculation (RISC) – ADC with weight redundancy for conversion of such signals; the display (D) (for visualization of the results of measurements; the device of digital recording (DDR) for saving of the results of measurements; the interface (IF) for transfer of the registered values of PA signals levels to personal computer (PC); specialized digital computer (SDC) for averaging the results of measurements by means of read only (ROM) and operative or random access (RAM) memories, control unit (CU) of system operation. Such structure of IMS can be used as the "base" for evaluation of BAP activity of the person in Su-Jok and other therapies by all the above-mentioned parameters in stationary and non-stationary conditions. Let us consider the case of "base" IMS functioning in stationary conditions.

The process of direct measurement of any information parameters of BAP is accompanied by the influence of certain factors among which it is possible to distinguish: instability of contacts skin-electrode, inducing, noise, instability of measuring device supply voltage, etc. [5]. At the further evaluation of PA activity of the person it is quite possible to obtain the erroneous values of acupuncture points parameters (their current, biopotentials) [5]. One of the reasons of this situation is as a rule application of unitary measurements of such parameters. Therefore, the correction of the values obtained is very important in particular, while carrying out the repeated measurements with further averaging of their results. Hence, for more correct evaluation of PA of the person by means of specified 11 parameters it is necessary to reduce the error at definition of "base" parameter  $Hh$ , on the basis of which others are obtained:  $Kh$ ,  $vh$ ,  $vk$ ,  $V_{Hs}$ ,  $V_{Ks}$ ,  $eh_{min}$ ,  $eh_{max}$ ,  $ek_{min}$ ,  $ek_{max}$ . Thus for single measurement according to [6] we obtain (1). It is possible to reduce  $\Delta$  it is possible, that is offered by authors, taken for result of measurement  $Hh$  (2). According to [6]  $\Delta$  in (2) having different signs, are mutually destroyed. Assuming, that the law of distribution of probability density of  $Hh$  is symmetric, the average square-law deviation of result of measurement of the given parameter will decrease at  $\sqrt{b}$  times in comparison with the case for (1). It is also necessary to specify, that the described repeated measurements should be carried out without

removing the corresponding electrode from investigated BAP. Term during which they are carried out, is limited by the periods  $t_i, t_j$  intended for definition on the basis of  $Hh, Kh - vh, vk$  at detailed evaluation of PA states [7]. In case of the express-evaluation of BAP states [7] as restrict randomly determined time  $t$  that is term of carrying out of such research can act as the restriction to obtain  $Hh$  values.

### Evaluation of person acupuncture points activity at non-stationary conditions

We shall consider the case of functioning of described above "base" IMS in non-stationary conditions. It is necessary to note, that the influence of environment factors on the system is important feature of the given case; it in turn leads to deterioration of metrological characteristics, in particular, its "core" – ADC. Taking this into account authors offer to introduce in addition to the basic operating mode of specified above ADC, on the basis of weight redundancy (conversion of signals) the auxiliary mode – selfcalibration [8], [9.] Selfcalibration of ADC and IMS on their basis is – separate automatic procedure intended for definition of deviations from nominal (valid) values of parameters of separate devices or measuring channel of the system (as a whole) and formation during the specified procedure the corrections in order to reduce statistic errors with interruption of process of the basic conversion (measurement). Results of such procedure can be reused during the basic conversion process or measurement until, owing to ADC parameters change or the measuring channel need to carry out new calibration emerges [10]. Also it is necessary to specify, that if deviations of parameters values or characteristics for ADC (linearities or if necessary – scale, etc.) from rated value are determined then special reference measures or reference signals are not used. Thus in the specified "auxiliary" operating mode of the converter the definition of real weights of certain "nonexact"  $Q_k$  digits of ADC, zero drift  $\Delta A_{zm}$  and code equivalent of  $\Delta A_{zm} - K_{zm}$  accordingly is carried out.

Selfcalibration of weights of  $k$  th digit  $Q_k$  consists in twofold equilibration of additional signal: first time using  $Q_k$ , and the second – without it. Real value of  $Q_k$  is defined as (3). For definition of  $\Delta A_{zm}$  input signal  $A_{vx} = 0$  is sent to ADC input and its equilibration is performed, as a result of which corresponding code combination  $N_{zm}$  is formed at the output. Accordingly  $N_{zm}$  is calculated  $K_{zm}$  by the formula (4). The code equivalent of final result of conversion (after selfcalibration) of input signal, BAP  $A_{vx}$  is obtained accordingly (5).

Let us define parameters of ADC with weight redundancy (for stationary and non-stationary conditions), proceeding from parameters of PA signals. It is carried out according to [9], [11], in particular, taking into account frequency range and values of BAP input signals. Thus it is necessary to specify, that mentioned ADC can be manufactured on nonexact element base with certain deviations of digit weights from the rated value. So, we shall assume, that the value of measuring levels of BAP signals in Su-Jok and other therapies can be in the range of tens of MV ( $A_{min}$ ) according to [12] (in other therapies) up to tens of mV ( $A_{max}$ ) as research show and according to [13] (in Su-Jok and other therapies). Thus dynamic range of active points signals (6), is equal to approximately 60 dB. Assuming, that the spectrum of the signal for all specified points coincides with the spectrum (from low frequency  $f_n = 0$  Hz up to high  $f_v = 430$  Hz) for PA, located under the skin in muscles (in other therapies) [12], we shall obtain frequency of digitization of converter (7) at the level of up to 1 KHz. The number of ADC digits on the basis of RISC (for example for  $\alpha = 1.618$ ) is calculated as (8), and  $n_2$  according to (9);  $n_2 = 14$  digits. Such word length –  $n_2 = 10$  digits (and dynamic range calculated for it is of the order of 60 dB) is one of typical for similar ADC in systems of activity evaluation of PA [13]. Using ADC on the base of RISC for  $\alpha = 1.618$  deviation of weights  $\delta Q_i$  of digits  $Q_i$  of the converter from the rated value can make up to 23.6 %. In this case the number of  $n - m$  (where  $n = n_{\alpha}$ ) of «exact» digits of ADC (which are not calibrated) is defined by the expression (10), where  $Q_0$  is defined from the expression (11); weights of other digits are calculated as in (12). Assuming, that the maximal value of BAP input signal for ADC  $A_{vx \max} = 100$  mV,  $\delta Q_i = 0.03 Q_i$  (deviation by 3 %) we shall obtain  $Q_0 = 0.097$  mV, the number of digits ( $n - m$ ) equals 5.

### Generalized approach to the evaluation of the person acupuncture points activity

One important feature of functioning of ADC on the basis of RISC is its ability to process "peaks" in BAP signals for definition of  $s$  parameter (both in stationary, and in non-stationary conditions). Usage in this case of more high-speed converters (capable to process "peaks") of parallel or parallel-serial types increases the quantity of the equipment and power consumption and consequently is not expedient. We shall assume, that such "peaks" (Fig. 1) are characteristic for all investigated active points in Su-Jok and other therapies [4] (in given case maximal change rate

of signal for the "worst case" is considered here) and coincide with "peaks" for specified hypodermic PA [12] (Fig. 1b). Let's assume that «peak» has the form of a triangle, i. e. corresponds to triangular pulse. Such pulse is described by the function [14] (13). For our case  $\tau = 2$  ms and  $h = 10$  MV which can be defined roughly from [11] (Fig.16). Such parameters of the pulse define the maximal rate of signal change specified above ("worst case") which in its turn is obtained as a derivative (14) on the interval  $-\tau/2 < t < 0$  and is (15)  $f'(t) = 10$  mV/sec. For  $\tau/2$  (at "peak" coding) binary ADC having  $n_2 = 10$  digits and conversion time of  $T_{per} = 10$  Ms which is characteristic feature for such devices will perform 100 transformations. Taking into account, that maximal admissible change of input signal values (speed) for any binary ADC should not exceed (16) for  $T_{per}$ , we shall obtain resolution of transformation roughly in 6 bits. In its turn, ADC on the basis of RISC having  $n_\alpha = 14$  digits (equivalent  $n_2 = 10$  digits), can process such signal with much greater speed, namely,  $0.7n_2\gamma_{shv}$  time [9] (where  $\gamma_{shv} = 3.79$  — factor of converter speed increase with weight redundancy for  $\alpha = 1.618$ ), i. e. 30 times. It is equivalent to the increase of signal change rate at the input of ADC having  $n_\alpha = 14$  digits as compared with binary  $0.7n_2\gamma_{shv}$  time. Thus rate of signal change at the input of ADC can be equal (17). Hence, ADC on the basis of RISC will provide transformation of signals with speed 30 times greater than for binary converters (at the level of 10 bits). Owing to compensation of dynamic errors of the second order such converter allows to process "peaks" in BAP signals without the device of sampling and storage. This in its turn simplifies analog part of IMS, reduces its cost and improves metrological reliability.

Summing up the described above requirement and procedures it is possible to specify, that IIS blocks for operation in stationary and non-stationary conditions should perform such functions:

ADC — measurement of values of biopotentials or BAP currents (that is definition of  $Hh$ ), realization of selfcalibration.

2) SDC — for stationary and non-stationary conditions calculation according to (2), definition:  $Hh, Kh, vh, vk, V_{Hs}, V_{Ks}, s, eh_{min}, eh_{max}, th_{min}, th_{max}, ek_{min}, ek_{max}, tk_{min}, tk_{max}$ , for non-stationary conditions (if necessary for stationary conditions) calculations according to (3)—(5); for both conditions — if necessary transformation of codes from RISC into binary for further more flexible evaluation of BAP activity by means of PC on the basis of specified 11 parameters;

3) ROM — saving of the values  $t_i, t_j, T$  set «by default»;

4) RAM — saving of values of the calibrated (real) weights  $Q_i$  of ADC digits  $K_{zm}$ , current values  $t_i, t_j, T$  which are set by the user of IMS; saving for further visualization of the values of all 11 parameters;

5) D — visualization of all 11 parameters of BAP activity;

6) DDR — point 5 data recording on information carrier;

7) CU — control of system operation;

8) in PC, values of PA parameters obtained in the process of direct measurement or of written down prior by means of DDR can be transferred across IF for further processing in accordance with definite algorithms, mathematical models, suggested in [7].

Thus, the structure of measuring system, suggested by the authors, intended for evaluation of PA activity of the person in stationary of the person in stationary and non-stationary conditions will have the following form (Fig. 2). Operation of the system (see Fig. 2) is carried out in two modes: "basic"-mode of  $Hh$  determination (registration of current values or biopotentials of BAP), computation of  $Kh$  correspondingly during the above- mentioned periods  $T, t_i, t_j$ , determination of  $s$ ; "auxiliary"-mode self calibration for SADC. In this case, it should be taken into account the following: self calibration in the system (for stationary and non-stationary conditions) must be performed in certain determined in practice time interval, during which environmental factors lead to deterioration of metrological characteristics of RISC-based ADC and information measuring system as a whole  $fd$ , calculated above for SADC for the system with  $n$  channels must be increased  $n$  times ( $n$  can be determined separately for each given case of IMS design, taking into account in number of BAPs needed for investigation).

Diagram of IMS operation algorithm (see Fig. 2) for determination of basic  $Hh$  parameter is presented in Fig. 3. At  $y_1 = 1$  equilibration of input signal A is carried out ( $y_1 = 0$  — equilibration is not carried out).

## Висновки

1. Використання запропонованої вимірювальної системи дає можливість адекватніше оцінювати активність ТА людини завдяки врахуванню індивідуальних варіацій параметрів активних точок, «пиків» у сигналах точок акупунктури тощо у стаціонарних та

нестационарних умовах і, зокрема:

- значно збільшити (у 30 разів) швидкість зміни вхідного сигналу АЦП, з метою кодування «піків» сигналів БАТ (у стаціонарних та нестационарних умовах);
- зменшити середньоквадратичне відхилення значень параметрів БАТ за рахунок їх усереднення в результаті багатократних вимірювань (у стаціонарних та нестационарних умовах);
- здійснювати процедуру самокалібрування «ядра» ІВС – АЦП на основі НПСЧ, а також калібрувати параметри всього вимірювального каналу системи.

Використання АЦП на основі НПСЧ у складі ІВС додатково дозволяє:

- спростити структуру аналогової частини системи та зменшити її вартість внаслідок можливості функціонування зазначеного АЦП без пристрою вибірки і зберігання;
- підвищити за рахунок самокалібрування стабільність метрологічних характеристик системи, не зважаючи на вплив факторів навколишнього середовища у нестационарних умовах.

### Выводы

1. Использование предложенной измерительной системы дает возможность более адекватно оценивать активность ТА человека благодаря учету индивидуальных вариаций параметров активных точек, «пиков» в сигналах точек акупунктуры и т. п. в стационарных и нестационарных условиях и, в частности:

- значительно увеличить (в 30 раз) скорость изменения входного сигнала АЦП, с целью кодирования «пиков» сигналов БАТ (в стационарных и нестационарных условиях);
- уменьшить среднеквадратическое отклонение значений параметров БАТ за счет их усреднения при многократных измерениях (в стационарных и нестационарных условиях);
- осуществлять процедуру самокалибрования «ядра» ИИС – АЦП на основе ИПСС, а также калибровать параметры всего измерительного канала системы.

2. Использование АЦП на основе ИПСС в составе ИИС дополнительно позволяет:

- упростить структуру аналоговой части системы и уменьшить ее стоимость вследствие возможности функционирования указанного АЦП без устройства выборки и хранения;
- повысить за счет самокалибрования стабильность метрологических характеристик системы, не смотря на влияние факторов окружающей среды в нестационарных условиях.

### Conclusions

1. Use of the offered measuring system enables more adequately to estimate activity of person PA owing to the account of individual variations of parameters of active points, "peaks" in signals of acupuncture points, etc. in stationary and non-stationary conditions and, in particular:

- considerably increase (30 times) speed of input signal of ADC change, with the purpose of coding of "peaks" of BAP signals (in stationary and non-stationary conditions);
- To reduce average quadratic deviation of values of BAP parameters due to their averaging at repeated measurements (in stationary and non-stationary conditions);
- To carry out procedure of selfcalibration of "kernels" IMS – ADC on the basis of RISC, and also to calibrate parameters of the whole measuring channel of the system.

2. Use of ADC on the basis of RISC in the structure of IMS additionally allows:

- to simplify the structure of analog part of the system and to reduce its cost owing to an opportunity of functioning of the given ADC without the device of sampling and storage;
- to improve due to selfcalibration the stability of metrological characteristics of the system, without paying attention to the influence of environment factors in non-stationary conditions.

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

### REFERENCES

1. Азаров О. Д., Галаган О. Я., Звенигородський Е. Л., Снігур А. В. Оцінювання активності акупунктури людини на основі вимірювальної інформації // Вісник Вінницького політехнічного інституту. — 2005. — № 4. — С. 5—8.
2. Малин А. А., Быстров Ю. Г., Торбин С. И. и др. Автоматизация контроля и диагностики состояний сложных систем в экспериментальных условиях // Информативность БАТ, приборные методы их определения и эффективность медико-технических исследований. — Харьков. 1981. — С. 188—192.
3. Власюк А. І. Система контролю активності акупунктури людини: Автореф. дис. канд. техн. наук: 05.11.16 / ВДТУ — Вінниця, 1999. — 21 с.
4. Азаров О. Д., Галаган О. Я., Звенигородський Е. Л., Снігур А. В. Система вимірювання та ресстрування

сигналів БАТ для акупунктурної терапії // Вісник Вінницького політехнічного інституту. — 2005. — № 2. — С. 16—19.

5. Бугаев С. А., Трянин А. П., Хацкелевич А. Я. и др. Проблемы измерения электрических параметров в области точек акупунктуры // Технические аспекты рефлексотерапии и систем диагностики: Сб. науч. трудов. — Калинин: КГУ, 1984. — С. 102—111.

6. Кукуш В. Д. Электрорадиоизмерения. — М.: Радио и связь, 1985. — 386 с., ил.

7. Азаров О. Д., Галаган О. Я., Снігур А. В., Кручай І. С. Математична модель активності акупунктури людини на основі інформативних параметрів БАТ // Вісник Вінницького політехнічного інституту. — 2005. — № 6. С. 14—19.

8. Азаров О. Д., Снігур А. В. Самокалібровані АЦП на основі НПСЧ // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах: Зб. наук. праць. — Хмельницький: ТУП, 2002. — С. 18—21.

9. Азаров О. Д. Основи теорії аналого-цифрового перетворення на основі надлишкових позиційних систем числення. Монографія. — Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2004. — 260 с.

10. Крупельницький Л. В., Азаров О. Д. Аналого-цифрові пристрої систем, що самокоригуються, для вимірювань і оброблення низькочастотних сигналів: Монографія / Під заг. ред. О. Д. Азарова. — Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2005. — 167 с.

11. Азаров О. Д., Марценюк В. П., Біліченко Н. О. Аналого-цифрові інтерфейси. — Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2000. — 187 с.

12. Шурин С. П., Тихонов В. А. О потенциалах действия в точках акупунктуры // Технические аспекты рефлексотерапии и систем диагностики. Сб. науч. трудов. — Калинин: КГУ, 1984. — С. 205—208.

13. Нагайчук В. И., Макац В. Г., Повстяной Н. Е. Биогальванизация в комбустологии. Монографія. — Вінниця, 1993. — 330 с.

14. Харкевич А. А. Спектры и анализ. — М.: ГИФМЛ, 1962. — 236 с.

15. Офіційний сайт фірми Analog Devices — [analog.com](http://analog.com).

Рекомендована кафедрою обчислювальної техніки

Надійшла до редакції 31.05.05  
Рекомендована до друку 15.07.05

**Азаров Олексій Дмитрович** — завідувач кафедри; **Снігур Анатолій Васильович** — аспірант.

Кафедра обчислювальної техніки, Вінницький національний технічний університет.

**Азаров Алексей Дмитриевич** — заведующий кафедрой; **Снегур Анатолий Васильевич** — аспирант.  
Кафедра вычислительной техники, Винницкий национальный технический университет.

**Oleksiy Azarov** — Head of the Chair; **Anatoly Snigur** — Post-Graduate student.  
Chair of computer science Vinnytsia National Technical University