

УДК 621.3.049.77

doi:10.20998/2413-4295.2018.26.16

АПАРАТНО-ПРОГРАМНИЙ КОМПЛЕКС КОНТРОЛЮ ФІЗІОЛОГІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ ДЛЯ ПОЛІГРАФІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

С. К. МЕЩАНИНОВ*, А. Т. НЕЛЬГА

кафедра електроніки Дніпровського державного технічного університету, Кам'янське, УКРАЇНА
*email: sergey.meshaninov@gmail.com

АННОТАЦІЯ Проаналізовані існуючі апаратно-програмні комплекси детекції брехні людини, що обстежується. Розглянуті технології знімання і обробки фізіологічних сигналів для відстежування фізіологічних реакцій людини в умовах сприйняття емоційно значущої інформації. Запропонований варіант використання безконтактного методу на основі мікроелектронного магнітного датчика реєстрації параметрів кровотока з метою контролю змінювання психоемоційного стану людини, що обстежується на поліграфі. Запропонований алгоритм виявлення порушення контакту «шкіра пацієнта – електрод», що дало змогу значно поліпшити надійність дії відповідного каналу контактної знімання біосигналів.

Ключові слова: апаратно-програмні комплекси детекції брехні; контакт «шкіра пацієнта – електрод»; кровоток; алгоритм; психофізіологічний стан; поліграф; електрокардіографія

EQUIPMENT-SOFTWARE COMPLEX FOR CONTROL THE PHYSIOLOGICAL PARAMETERS FOR POLYGRAPHIC STUDIES

S. K. MESHANINOV, A. T. NELHA

Department of Electronics of the Dnipro State Technical University, Kamenskoye, UKRAINE

ABSTRACT The existing hardware and software complexes of detecting lies of an explored person are analyzed. Technologies of removal and processing of physiological signals for tracking physiological reactions of a person in the conditions of perception of emotionally significant information are considered. It should be noted that the procedure for detecting lies is probabilistic. It uses a multivariate analysis of statistical data and according to specified criteria regarding the specific tasks facing the polygraph examiner, appropriate decisions are made. It is concluded that the decision making based on the results of the interpretation of the polygons received during the testing on the polygraph is invariably carried out according to the following principal scheme:

1. Analysis of graphs of physiological reactions recorded on the polygraph of each questionnaire. 2. Assigning the significance of the stimuli to each request, based on the analysis of graphs of physiological reactions. 3. Establishment of the causal link of the significance of the incentives of a particular test with the presence / absence of information in the memory of the investigated person about the past event, in accordance with the organizational and logical structure of each request. The offered variant of use of contactless method on the basis of microelectronic magnetic sensor of registration of blood flow parameters in order to control change of psychoemotional state of the person being examined on polygraph. The proposed algorithm for detecting a violation of contact "patient skin - electrode", which has made it possible to significantly improvement.

Keywords: hardware-software complexes of lie detection; contact "patient's skin - electrode"; blood flow; algorithm; psychophysiological state; polygraph; electrocardiography

Постановка проблеми

Застосування апаратно - програмних комплексів, таких як поліграф, особливо стало актуальним останніми роками. У світовій і вітчизняній практиці поліграф застосовують для вирішення завдань як при роботі з кадрами в цілях профілактики правопорушень і розслідуваннях або службових розглядах, так і у якості послуг домашнього персоналу (няні, кухарки, прибиральниці та ін.) для виявлення чинників ризику запрошуваних в будинок людей [1].

Незалежно від мети застосування, ефективна робота поліграфа у значній мірі визначається достовірністю отриманої фізіологічної інформації

про рівень змінювання психофізіологічного стану (ПФС) особи, що проходить обстеження. Але, як витікає з літературних джерел [2, 3], результати прийнятих рішень багатьох спеціалістів – поліграфологів, при існуючому інформаційному забезпеченні поліграфів, в чи малій кількості випадків є не цілком адекватними реальному стану [3].

На рис. 1 зображено структурну схему комплексу поліграф – пацієнт, що обстежується на поліграфі.

Важливим аспектом отримання адекватних результатів оцінки ПФС є підбір відповідної методики проведення вимірювання фізіологічних параметрів у залежності від вибраного критерія [4].

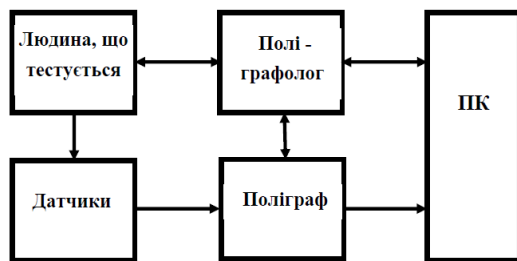


Рис. 1 – Структурна схема комплексу “поліграф – пацієнт”

Аналіз останніх досліджень і публікацій

По суті поліграфічний комплекс, у подальшому поліграф, складається із 3 – х обов'язкових компонентів: це апаратна частина (сенсорний блок з комплектом датчиків), операційна частина, що складається з спеціальних комп'ютерних програм, які забезпечують оператору поліграфа представлення та збереження психофізіологічних даних і система оцінки даних. Поліграф забезпечує зняття сигналів з датчиків, що несуть фізіологічну інформацію, підсилення і фільтрацію цих сигналів, перетворення їх в цифровий код і передачу його в пристрій прийому, обробки і відображення сигналів [2]. Він має 5 - 12 незалежних каналів, по яких реєструє фотоплетизмограму, шкірно-гальванічну реакцію, верхнє та нижнє дихання, зміни кров'яного тиску, мовний сигнал, автоматично оцінює загальну напруженість обстежуваного, її психологічну складову в реальному масштабі часу та ін. [3].

Сучасний поліграф фіксує сигнали, що поступають з датчиків, які прикріплені до різних ділянок тіла. Що дає одночасна реєстрація фізіологічних вимірів, розглянемо детальніше.

Електричні показники шкіри. Датчики шкірно-гальванічної реакції (далі - КГР) призначені для реєстрації змін опору шкіри людини на основі двох електродів, забезпечених застілками. За допомогою застібок датчики закріплюються на вказівному і безіменному пальцях людини.

Встановлено наступні закономірності: перший - зміни опору шкіри при пропусканні через неї слабого струму; другий - різниця потенціалів між різними ділянками шкіри. Ці відкриття лягли в основу двох методик реєстрації КГР: екзосоматичного (вимір опору шкіри) і ендосоматичного (вимір електричних потенціалів різних ділянок шкіри).

При візуальному аналізі ШГР, враховують наступні параметри:

1. Час запізнювання реакції після пред'явлення стимулу. У нормі воно складає 1,2 - 3 с.;

2. Площа під кривою ШГР (S) - інтегральний показник, що характеризує силу відповіді нервової системи на подразник (саме цей показник

розраховується практично в усіх сучасних комп'ютерних поліграфах при автоматичній обробці).

Серцево-судинна система людини і зміни в ній при емоційній нарузі.

У людини серцевий м'яз і кровоносні судини діють погоджено, щоб задовольняти потреби різних органів, що постійно міняються, і служити їм мережею для постачання і зв'язку, оскільки з кровотоком переносяться поживні речовини, газу, продукти розпаду, гормони. У численних дослідженнях показано, що емоційна напруга викликає істотні зміни частоти серцевих скорочень (ЧСС) і артеріального тиску (АТ) при одночасній зміні локального кровотоку і кровонаповнення судин периферичних органів.

Індикаторами активності серцево-судинної системи зазвичай служать:

- ритм серця - частоту серцевих скорочень (ЧСС);
- сила скорочень серця - сила, з якою серце накачує кров;
- артеріальний тиск (АТ) - об'єм крові, що проштовхується серцем в хвилину;
- регіональний кровотік - показники локального розподілу крові.
- середня частота пульсу і її дисперсія.

Електрокардіографія (ЕКГ) - це запис електричних процесів, пов'язаних із скороченням серцевого м'яза. Уперше була здійснена Ейнтховеном в 1903 році. Сьогодні за допомогою діагностичних установок можна реєструвати ЕКГ, використовуючи до 12 різних пар відведень, причому половина їх пов'язана з грудною кліткою, а інша половина - з кінцівками. Кожна пара електродів реєструє різницю потенціалів між двома сторонами серця, причому різні пари дають різну інформацію про положення серця в грудній клітці і про механізми його скорочення.

Електроенцефалографія - метод реєстрації і аналізу електроенцефалограм (ЕЕГ), тобто сумарній біоелектричній активності, що відводиться як із скальпа, так і з глибоких структур мозку. Останнє у людини можливо лише в клінічних умовах. Історія виникнення цього методу така, що в 1929 р. австрійський психіатр Х. Бергер виявив, що з поверхні черепа можна реєструвати "мозкові хвилі". Він встановив, що електричні характеристики цих сигналів залежать від психічного стану випробовуваного.

Поява повністю цифрових електроенцефалографів стала можлива завдяки розробці аналого - цифрових перетворювачів з динамічним діапазоном більше 120 дБ (20 - 28 двійкових розрядів). Мінімальна ціна одного розряду в таких приладах досягає 0.05 мкВ, максимальна вхідна напруга - до 20 мВ, що дозволяє подати сигнал з електродів відразу на вхід аналого - цифровий перетворювач і використовувати для фільтрації цифрові методи обробки сигналів.

Вибір електродів для запису ЕЕГ є принциповим. Річ у тому, що сигнал, що реєструється на поверхні голови, має амплітуду близько 100 - 150 мікрвольт і основні частотні компоненти спектру лежать в діапазоні від 0.5 до 70 Гц. При наявності великого контактного потенціалу завжди з'явиться повільнохвильовий дрейф, що має амплітуду, порівнянну з ЕЕГ і частотний діапазон 0.1 - 0.8 Гц. Крім того, різні величини контактної опору неминуче приведуть до погіршення пригнічення перешкоди з частотою мережі (50 Гц). Усі ці чинники можуть зробити настільки сильний вплив, що реєстрації ЕЕГ виявиться неможливою. Тому для дослідження власної електричної активності головного мозку застосовуються спеціальні електроди.

Аналіз ЕЕГ проводиться шляхом оцінки частоти і амплітуди сигналу в чотирьох основних частотних діапазонах:

1) альфа - діапазон, 8 - 13 Гц, в нормі амплітуда до 100 мкВ, виражений в потиличних і тім'яних областях;

2) бета - діапазон, 14 - 25 (40) Гц, в нормі амплітуда до 15 мкВ, виражений в лобових і центральних областях;

3) тета - діапазон, 4 - 6 Гц, в нормі відсутній або має величину менше 40 мкВ;

4) дельта - діапазон, 0.5 - 3 Гц, в нормі відсутній або має величину менше 40 мкВ.

Для реєстрації викликаних потенціалів необхідно вимірювати різницю потенціалів від 5 мкВ до 50 мВ у смузі частот від 0.1 до 5000 Гц при рівні шуму підсилювача і аналого - цифрового перетворювача не більше 2 мкВ. Динамічний діапазон становить не менше 90 дБ.

Амплітуда спонтанної ЕЕГ зазвичай складає близько 50 мкВ, тому відношення сигнал - шум для ВП дуже мале, оскільки величина викликаних потенціалів на поверхневих електродах також дуже мала і не перевищує декількох мікрвольт. Окрім спонтанної ритмічної активності головного мозку, істотні перешкоди реєстрації ВП створює власний шум біопідсилювача. Ще одна проблема полягає в тому, що спектр ВП зазвичай перебивається із спектром ЕЕГ, тому методи частотної фільтрації в даному випадку неефективні. Найбільш поширеними способами виділення викликаних потенціалів є усереднювання і синхронне накопичення.

Оптимальна фільтрація стохастичного сигналу. Нехай S^k - сумарний сигнал одного k - го каналу ЕЕГ, отриманий під час стимуляції;

- i - номер цифрового звіту; - T_j - номер звіту, синхронно з яким подавався стимул;

- j - номер стимулу; - N - кількість стимулів;

- l - відлік викликаного потенціалу; - m - тривалість епохи усереднювання ВП.

Тоді сигнал викликаного потенціалу в k - му каналі визначиться вираженням:

$$i = T_j;$$

$$ВП_l = \sum_{j=1}^N S_{i+l}^k;$$

для метода синхронного накопичення і

$$i = T_j;$$

$$ВП_l = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N S_{i+l}^k;$$

для методу усереднення.

Нехай σ_i - середньоквадратичне відхилення, яке характеризує рівень шуму в i - й епосі аналізу.

Тоді загальний рівень шуму, в припущенні нормальності розподілу перешкод, рівний:

$$\sigma_N^2 = \sigma_i^2 + \sigma_i^2 + \sigma_i^2 + \sigma_i^2 + \sigma_i^2 + \sigma_i^2 + \sigma_i^2 + \sigma_i^2 + \dots + \sigma_n^2.$$

Якщо шум є стаціонарним, то усі величини σ_i рівні між собою і вираження можна записати у виді:

$$\sigma_N^2 = N * \sigma^2,$$

$$\sigma_N^2 = \sigma * N^{0.5}.$$

У припущенні нормальності розподілу перешкод, величина відношення С/Ш збільшується пропорційно кореню квадратному з кількості усереднювань - $N^{0.5}$. Таким чином, для збільшення відношення С/Ш як мінімум вдесятеро, необхідно провести сто усереднювань.

Розглянемо алгоритм оптимальної фільтрації стохастичного сигналу [5]. Згідно алгоритму потрібне виконання ряду припущень відносно статистичних властивостей викликаного потенціалу (корисного сигналу) і перешкоди (спонтанною ЕЕГ). Позитивною якістю подібних алгоритмів є можливість виділення ВП при невеликій кількості усереднювань, а також висока достовірність отримуваних результатів.

Нехай відомо, що сигнал викликаного потенціалу $S(x, t) = x_i$, він є реалізацією марківського процесу гауса з дискретним часом і описується перехідною щільністю вірогідності:

Початкова щільність вірогідності:

$$\pi(x_{k+1}, \Delta t | x_k) = \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}}.$$

Тут R - коефіцієнт кореляції, γ - час кореляції, t - період дискретизації, σ - середньоквадратичне відхилення.

Поточне середнє значення сигналу m_k рівне:

$$\pi(x_{k+1}, \Delta t | x_k) = \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi(1-R^2)}} e^{-\frac{(x_{k+1}-x_k R)^2}{2\sigma^2(1-R^2)}}.$$

$$R = e^{-\frac{\gamma}{\Delta t}}; \Delta t = t_{k+1} - t_k; k = 1, 2, \dots;$$

$$m_{k+1} = y_{k+1} C_{1k} + m_k C_{2k};$$

$$C_{1k} = \frac{h_k \sigma^2 (1-R^2) + R^2}{h_k \sigma^2 (1-R^2) + R^2 + h_k \sigma_0^2};$$

$$C_{2k} = \frac{h_k \sigma^2 R}{h_k \sigma^2 (1-R^2) + R^2};$$

$$h_{k+1} = \frac{h_k}{h_k \sigma^2 (1-R^2) + R^2} + \frac{1}{\sigma_0^2};$$

$$m_1 = \frac{y_{11}}{\sigma_0^2 + 1};$$

$$h_1 = \frac{1}{\sigma^2} + \frac{1}{\sigma_0^2}$$

Тут C_{1k} , C_{2k} - коефіцієнти, що обчислюються зале

жно від статистичних параметрів сигналу, m_1 , h_1 - початкові значення, σ^2 - апостеріорна дисперсія сигналу, σ_0^2 - апіорна дисперсія сигналу, y_k - поточний відлік сигналу. Це одна з можливих реалізацій оптимального фільтру для некорельованих перешкоди і корисного сигналу.

Розробка каналу контролю параметрів кровотоку на основі мікроелектронного магнітного датчика.

Канал контролю параметрів кровотоку на основі мікроелектронного магнітного датчика забезпечує отримання інформації артеріального тиску і частоти серцевих скорочень пацієнта. Дія датчика полягає у вимірі фізичної величини - напруженості імпульсного магнітного поля, що створюється кровотоком навколо артерії і перетворенні її в електричний сигнал [4]. Електричний сигнал передається в цифровому виді на вхід ЕОМ для подальшої обробки.

Статистичний аналіз змінювання серцевого ритму, проведений цим способом, дозволяє дати кількісно-якісну оцінку зміни психофізіологічного стану організму. Схема мікроелектронного магнітного датчика зображена на рис. 2.

Вузол вимірювальної інформації встановлений безпосередньо в ЕОМ і виконаний у вигляді окремої плати з розміщеним на ній приймачем.

У датчику виміру параметрів кровотоку, що містить магніточутливі елементи у вигляді пластин, сполучені з перетворювачами, як чутливі елементи використовують тонкоплівкові магніторезистивні перетворювачі різної просторової структури для реєстрації напруженості магнітного поля по осі X і по осі Y. У складі одного датчика знаходяться дві однакові групи магніторезистивних перетворювачів, розділених магнітним екраном. Тонкоплівкові магніторезистивні елементи, з відносно лінійною передавальною характеристикою, сполучені за мостовою схемою Уітстона. Значення опору магніторезистивного елемента змінюється відповідно до діючого на нього зовнішнього магнітного поля.

Схема містить: А – артерію; 1 - схему вузла виміру параметрів кровотока; 2, 2а - тонкоплівкові магніторезистивні перетворювачі різної просторової структури.

3, 3а - підкладки з розміщеними в їх прошарках нагрівальними елементами, планарними провідниками, що управляють, і котушками, необхідними для початкової орієнтації намагніченості магніторезисторів, що дозволяють знижувати вплив гістерезису і початкового розбалансу, датчиками температури.

4 - мікроЕОМ. 5 - магнітний екран. 6 - приймач пацієнта. 7 - блок живлення мікроелектронного магнітного датчика.

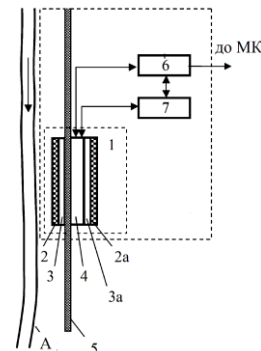


Рис.2 – Схема мікроелектронного магнітного датчика

Чутливі елементи разом з магніторезистивними перетворювачами - виготовляються за технологією молекулярно-променевої епітаксії, з феритовими концентраторами і польовими елементами Хола.

Датчик додатково містить магніторезистивні перетворювачі схеми балансування, налаштування і корекції характеристик магніточутливих елементів, схеми реєстрації сигналів з магніточутливих елементів, датчики температури, схеми реєстрації температури, схеми температурної компенсації, малозумливі широкопasmові підсилювачі струму з активною компенсацією власних шумів.

Як перетворювач вимірювальної інформації в цифровий код використовується мікроЕОМ, що містить сигнальний процесор і схему компенсації напруженості магнітного поля Землі і зовнішніх магнітних полів. Усі елементи датчика розміщені на еластичній стрічці, що закріплюється на тілі пацієнта над досліджуваною артерією, наприклад, в районі плечової артерії.

Функціональна схема багатоканального поліграфічного комплексу. Виходячи із аналізу вимог, що виставляються до знімання біосигналів пацієнтів поліграфічних досліджень, їх первинної обробки, фільтрації і передачі в ПК, розроблена функціональна схема багатоканального поліграфічного комплексу, яка може бути прийнятою за основу при його побудові. На рис. 3 надана його функціональна схема.

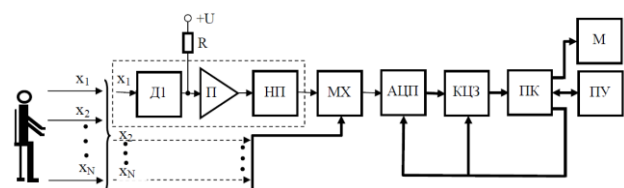


Рис. 3 – Функціональна схема комплексу "поліграф – пацієнт"

$X_1 \dots X_N$ – фізіологічні показники; N – кількість каналів; Д1 – датчик 1-го каналу; П – підсилювач диференційний; НП – нормуючий перетворювач; МХ – мультиплексор; АЦП – аналого-цифровий перетворювач; КЦЗ – канал цифрового зв'язку (порти вводу); ПК – персональний комп'ютер; ПУ – пульт управління; М – монітор.

Алгоритм контролю стану контакту електродів.

Основна вимога до електродів - малий контактний опір і висока надійність кріплення. Алгоритм контролю стану контакту електродів фіксує факт поганого контакту "електрод - шкіра" у відповідному каналі контактного знімання фізіологічного сигналу. У разі виявлення поганого електродного контакту мікроконтроллер передає по послідовному інтерфейсу повідомлення ПК про неполадки в системі відведень. Одно відведення – це різниця потенціалів між двома електродами, розташованими на поверхні голови чи шкіри.

Схемно, до вхідного ланцюга диференціального підсилювача П (див. рис. 3) підключений резистор R , іншим кінцем який приєднаний до джерела напруги (+5В). Опір цього резистора разом з опором контакту "електрод - шкіра" утворює ділянку, напруга з якого подається на вхід диференціального підсилювача (П).

При поганому контакті електроду збільшується опір у ланцюзі пацієнта, а, отже, і зростає постійна напруга на виході диференціального підсилювача, яка через нормувач і комутатор каналів МХ поступає на АЦП і далі, в оцифрованому виді, на КЦЗ і ПК. У разі ненадійного контакту "електрод - шкіра", ПК видає на індикатор відповідне повідомлення.

Після пред'явлення запитань, фахівець аналізує його поліграми. По вираженості і стійкості фізіологічних реакцій, їх співвідношенню усередині тесту, що свідчить про суб'єктивну значущість кожного стимулу для досліджуваного, поліграфолог приходить до судження про те, що зареєстровані реакції пов'язані з тим, що у людини є/відсутня в пам'яті інформація про подію, що цікавить, у минулому.

Обговорення результатів

Таким чином, ухвалення рішення за результатами інтерпретації поліграм, отриманих в ході тестування на поліграфі, незмінно здійснюються за наступною принциповою схемою:

1. Аналіз графіків фізіологічних реакцій, зафіксованих на поліграми кожного запитальника.
2. Привласнення значущості стимулам кожного запиту, на підставі аналізу графіків фізіологічних реакцій.
3. Встановлення причинно-наслідкового зв'язку значущості стимулів конкретного тесту з наявністю/відсутністю інформації в пам'яті

досліджуваної особи про подію минулого, відповідно до організаційно-логічної структури кожного запиту.

На рис. 4 зображено вид поліграми людини, що обстежувалася за 6 – ти психофізіологічними показниками.

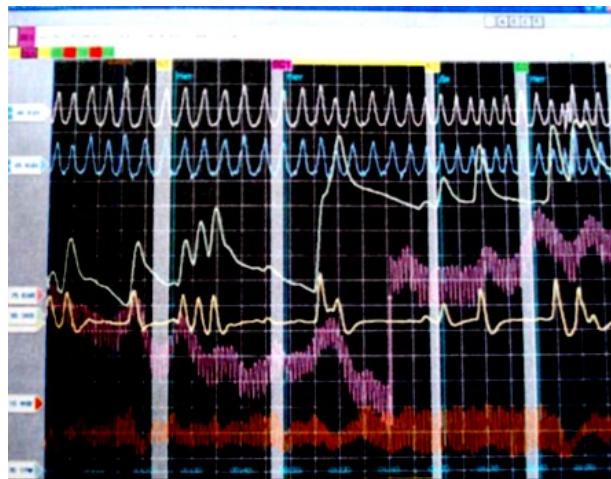


Рис. 4 – Вид поліграми людини, що обстежувалася за 6 – ти психофізіологічними показниками

4. Зіставлення виявленої в пам'яті людини інформації з інформацією, що повідомляється їй раніше.

5. Ухвалення рішення про достовірність відомостей, що повідомляються досліджуваною особою.

Слід зауважити, що процедура детекції брехні має імовірнісний характер. Вона використовує багатовимірний аналіз статистичних даних і по заданих критеріях відносно конкретних завдань, що стоять перед поліграфологом, ухвалюються відповідні рішення [4].

Висновки

У роботі проаналізовано існуючі апаратно-програмні комплекси детекції брехні людини, що обстежується. Розглянуті технології знімання і обробки фізіологічних сигналів для відстежування фізіологічних реакцій людини.

Запропонований варіант використання безконтактного методу на основі мікроелектронного магнітного датчика реєстрації параметрів кровотока з метою контролю змінювання психоемоційного стану людини, що обстежується на поліграфі. Аналітично обгрунтовано і здійснено оптимальну фільтрацію стохастичного сигналу ЕЕГ.

Запропоновано алгоритм виявлення порушення контакту «шкіра пацієнта – електрод», що дало змогу значно поліпшити надійність дії відповідного каналу контактного знімання біосигналів.

Список літератури

Bibliography (transliterated)

1. **Ефремов, И.** Полиграф как средство доказывания / **И. Ефремов** // *ЭЖ-Юрист*. – 2008. – №30. – С. 33-36.
2. **Журин, С. И.** Практика и теория использования детекторов лжи. – 2-е изд. Стереотип / **С. И. Журин**. – М.: Горячая линия – Телеком, 2011. – 144 с.
3. Применение цифровой обработки сигналов / Под ред. Э. Оппенгейма (Пер. с англ.) – М.: Мир, 1980. – 552 с.
4. **Поздняков, В. М.** Специальные психофизиологические исследования с использованием полиграфа в интересах обеспечения безопасности организации и бизнеса / **В.М. Поздняков**. – М.: РУДН, 2016. – 132 с.
1. **Efremov, I.** Poligraf kak sredstvo dokazivaniya. *EZH-Urist*, 2008, №30, 33-36.
2. **Ghurin, S. I.** Praktika i teoriya ispolzovaniya detektorov lzi. – 2-e izd. stereotip. M.: Goryachaya liniya, Telekom, 2011, 144.
3. Primenenie tsifrovoy obrabotki sygnalov / Pod red. E. Oppengaymama (Per. s angl.) M.: Mir, 1980, 552.
4. **Pozdnyakov, V. M.** Spetsialnie psihofiziologicheskie issledovaniya s ispolzovaniem poligrafa v interesah obespecheniya bezopasnosti organizatsiyi i biznesa. M.: RUDN, 2016, 132.

Сведения об авторах (About authors)

Мещанинов Сергей Карминович – доктор технічних наук, професор, Дніпровський державний технічний університет, завідувач кафедри електроніки; м. Кам'янське, Україна; e-mail: sergey.meshaninov@gmail.com.

Sergiy Meshchaninov – Doctor of Technical Sciences, Professor, Dniprovsky State Technical University, Head of the Department of Electronics; m. Kam'yansk, Ukraine; e-mail: sergey.meshaninov@gmail.com.

Нельга Анатолій Тимофійович – старший викладач кафедри електроніки дніпровського державного технічного університету, м. Кам'янське, Україна; e-mail: anelga0@gmail.com.

Anatoliy Nelha – senior lecturer at the Department of Electronics of the Dneprovsk State Power Engineering University, Kam'yansk, Ukraine; e-mail: anelga0@gmail.com.

Будь ласка, посилайтесь на цю статтю наступним чином:

Мещанинов, С. К. Апаратно-програмний комплекс контролю фізіологічних параметрів для поліграфічних досліджень / **С. К. Мещанинов, А. Т. Нельга** // *Вісник НТУ «ХПІ»*, Серія: Нові рішення в сучасних технологіях. – Харків: НТУ «ХПІ». – 2018. – № 26 (1302). – Т. 1. – С. 112-117. – doi:10.20998/2413-4295.2018.26.16.

Please cite this article as:

Meshaninov, S. K., Nelha, A. T. Equipment-software complex for control the physiological parameters for polygraphic studies. *Bulletin of NTU "KhPI". Series: New solutions in modern technologies*. – Kharkiv: NTU "KhPI", 2018, **26** (1302), 1, 112-117, doi:10.20998/2413-4295.2018.26.16.

Пожалуйста, ссылайтесь на эту статью следующим образом:

Мещанинов, С. К. Апаратно-програмный комплекс контроля физиологических параметров для полиграфических исследований / **С. К. Мещанинов, А. Т. Нельга** // *Вестник НТУ «ХПИ»*, Серія: Новые решения в современных технологиях. – Харьков: НТУ «ХПИ». – 2018. – № 26 (1302). – Т. 1. – С. 112-117. – doi:10.20998/2413-4295.2018.26.16.

АННОТАЦИЯ Проанализированы существующие аппаратно-програмные комплексы детекции исследуемой лжи человека. Рассмотрены технологии съемки и обработки физиологических сигналов для отслеживания физиологических реакций человека в условиях восприятия эмоционально значимой информации. Предложенный вариант использования бесконтактного метода на основе микроэлектронного магнитного датчика регистрации параметров кровотока с целью контроля изменения психоэмоционального состояния человека, который обследуется на полиграфе. Предложен алгоритм выявления нарушения контакта «кожа пациента - электрод», что позволило значительно улучшить надежность действия соответствующего канала контактного съема биосигналов.

Ключевые слова: аппаратно-програмные комплексы детекции лжи; контакт «кожа пациента - электрод»; кровоток; алгоритм; психофизиологическое состояние; полиграф; электрокардиография

Поступила (received) 03.07.2018