

DOI: 10.31319/2519-2884.38.2021.10

УДК 629.7.05-049.7

М.С. Загребась, студент

С.В. Марченко, к.ф.-м.н, доцент, smarsv1979@gmail.com

В.А. Литвиненко, к.т.н, доцент

О.М. С'янов, д.т.н, професор

Дніпровський державний технічний університет, м. Кам'янське

МІКРОКОНТРОЛЕРНА СИСТЕМА МОНІТОРИНГУ ФІЗІОЛОГІЧНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ

У роботі представлено дослідження пристрою вимірювання фізіологічних показників людини з використанням фотометрії. Метою даної роботи є створення портативного програмно-апаратного комплексу моніторингу стану людини, на базі інтегрального датчика пульсу та мікроконтролера. Результати тестування прототипу системи моніторингу фізіологічних показників людини свідчать про подвійне підвищення швидкості та точності вимірювань у співвідношенні 2:1, в порівнянні з недорогими готовими пульсоксиметрами. Спроектвана система може використовуватися в повсякденних умовах для моніторингу фізіологічного стану людини.

Ключові слова: вимірювання пульсу; фотометрія; спектральний аналіз; фотоплетизмографія; цифрова обробка сигналів.

The paper presents a study of a device for measuring physiological parameters of a human using photometry. The purpose of this paper is to design a portable software and hardware complex for monitoring the human physiological condition based on the integrated heart rate sensor and microcontroller. The results of testing the prototype of the system and monitoring the physiological indicators in people indicate the progress of the performance and accuracy of the measurement in the performance of 2: 1, as a rule, with inexpensive ready-made pulse oximeters. A system has been designed that can be victorious in all the minds for monitoring the physiological country of the people.

Key words: pulse measurement; photometry; spectral analysis; photoplethysmography; digital signal processing.

Постановка проблеми

В даний час одним з основних завдань медицини є підвищення якості і швидкості діагностичного та лікувального процесу. Досягнути більшої швидкості моніторингу можливо при використанні більше одного або двох показників, яким в даній статті є показники пульсу людини та насиченості крові киснем. Вимірювання пульсу застосовується в багатьох діагностичних приладах, як основна складова в діяльності серця та організму в цілому [1]. Це обумовлено необхідністю вдосконалення сучасних методів діагностики [2] стану серцево-судинної системи та органів дихання [3].

Як відомо [1], сигнал периферійного пульсу променевої артерії є одним з найбільш інформативних фізіологічних сигналів. Він несе в собі інформацію про фізичні та психологічні явища протікаючі в організмі [3]. На пульс впливають багато факторів, такі як діяльність вищих рівнів регуляції організму, гемодинамічні показники серцево-судинної системи внутрішньосудинного тиску, напруга артеріальної стінки, хвильові процеси в артеріальній системі, в'язкість крові та ін. Всі ці процеси впливають на форму сигналу і його ритмічну структуру [2].

Портативний пульсометр дозволяє покращити процес моніторингу фізіологічного стану людини, без використання багатьох технічних засобів, клем, або великої кількості дротів для з'єднання. Також діагностичні дані можливо записувати на з'ємний носій інформації і потім дослідити використовуючи спеціалізоване програмне забезпечення розроблене в програмному середовищі MatLAB на ПК.

Аналіз останніх досліджень та публікацій

Сучасні дослідження в області вимірювань фізіологічних показників людини проводяться багатьма науковцями з впровадження результатів у коженденний моніторинг показників та у реабілітаційних процедурах. В роботі [4] В. Stefania, С. Sara, Р. Paria, L. Barbara запропоновано систему механотронної нейрореабілітації, яка може оцінювати функціональний стан організму за допомогою вимірювань ізометричної сили усього тіла та електро-кардіографії. Також вище перелічені автори зосереджували свою увагу на деяких обмежених сенсорах, їх застосуванні в системах фізичного відновлення і порівнювали один з одним. А. Pantelopoulos, N. Bourbakis (2008) [5] вивчали застосування портативних та переносних сенсорів для систем моніторингу здоров'я. Janis and Jonathan (2008) [6] проаналізували методи обробки сигналів й алгоритми між мозковим і комп'ютерним інтерфейсом для систем моніторингу загального стану організму.

У літературі, доступній для даної статті, не знайдено жодної раніше опублікованої роботи, де б автори узагальнювали поєднання сенсорів (датчиків) із апаратними засобами, мікроконтролерними, комп'ютерними, системами для дослідження фізіологічного стану людини засновуючись на показниках пульсу та насиченості крові киснем, пацієнтів різних вікових категорій. Дослідники в основному використовували електромеханічні, електричні, оптичні та теплові сенсори, перетворювачі акустичних сигналів або сенсори, чутливі до маси, для розробки систем контролю фізіологічного стану. Одними з найчастіше використовуваних засобів, які застосовували в системах, є електроміографія (ЕМГ), гальванічна реакція шкіри (ГРШ), електрокардіографія (ЕКГ), електроенцефалографія (ЕЕГ), одиниці виміру інерції. О. Majdalawieh, J. Gu, T. Bai, G. Cheng (2003) [7] пояснили зв'язок між біомедичним сигналом та реабілітаційною інженерією з ЕМГ, ЕЕГ, Вейвлет-перетвореннями та перетвореннями Фур'є.

Формулювання мети дослідження

Метою даної роботи є створення портативного програмно-апаратного комплексу моніторингу фізіологічного стану людини, на базі інтегрального датчика пульсу та мікроконтролера.

Створена математична модель сигналів пульсу та фотоплетизмограми, дозволяє дослідити властивості пульсової хвилі людини, та отримати дані про максимальні і мінімальні значення пульсової хвилі. Дана модель дозволяє визначити параметри детекторів максимальних значень сигналів пульсу, і уникнути помилок обчислень параметрів вхідних сигналів. Згідно отриманих результатів моделювання буде спроектовано мікроконтролерну систему моніторингу фізіологічних показників, на базі сучасного МК STM32F103C8, який є досить енергоефективним, та недорогим.

Виклад основного матеріалу

З метою отримання прогнозованих результатів роботи розробляемого пристрою була створена математична модель (1—3) сигналу фотоплетизмограми (ФПГ) (рис.1) та сигналу пульсової хвилі для подальшого спектрального аналізу пульсової хвилі.

Однак математична модель була доповнена моделлю одного періоду пульсової хвилі, а саме моделлю гармонічного осцилятора [8], для дослідження впливу ритму серця на характер зміни коефіцієнтів варіації гармонік:

$$\begin{aligned} \ddot{x} + k_1 \dot{x} + k_2 x &= A(\Phi(t) - \Phi(t - T)) \\ x(0) &= x_0, \\ \dot{x}(0) &= x_1, \\ x(t) &= 0, \text{ якщо } t < 0 \end{aligned} \quad (1)$$

де t — змінна величина часу, T — період коливань, \ddot{x} — диференційне рівняння з заміненою величиною прискорення a на другу похідну від координати по часу, \dot{x} — диференційне рівняння з заміненою величиною прискорення a на першу похідну від координати по часу, A — амплітуда генеруемого сигналу, k — коефіцієнт жорсткості пружини коливань гармонійного осцилятора, Φ — функція тригонометричного кута, а саме синусу.

Рух крові по судинам можна описати наступною системою нелінійних гіперболічних диференційних рівнянь [8, 9] у часткових похідних першого порядку:

$$\begin{cases} \frac{\partial s}{\partial t} + \frac{\partial us}{\partial x} = 0 \\ \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{u^2}{2} + \frac{p}{\rho} \right) = f_e + f_R \end{cases} \quad (2)$$

де t — час, x — поздовжня координата, $u(t, x)$ — середня швидкість кровотоку вздовж судини, $p(t, x)$ — середній внутрішньо коронарний крові, $s(t, x)$ — площа поперечного перерізу судини, ρ — щільність крові (і дорівнює 1.055 г/см^3), $f_e(t, x)$ — зовнішня сила, $f_R(t, x)$ — сила тертя зумовлена властивостями в'язкості крові.

Також аналіз варіабельності серцевого ритму (BCR) реалізується з використанням частотного методу аналізу [3, 10], для дослідження природних змін інтервалів між серцевими скороченнями нормального синусового ритму. Моделювання проводиться в середовищі MATLAB. MATLAB — це пакет прикладних програм для вирішення задач технічних обчислень, який дозволяє реалізувати всі необхідні розрахунки для системи моніторингу фізіологічних показників.

Система реєстрації сигналу артеріальної пульсації крові базується на методі фотометрії [11], в основу якої закладена здатність біологічної тканини, що містить пульсуючу артеріальну судину, змінювати ступінь поглинання світлового потоку, що проходить крізь тканину. Моделлю пульсової хвилі в даній системі є сума кількох синусоїд з частотою проходження головного синуса 2π .

Для аналізу стану серцево-судинної системи застосовується тест Руф'є [12]. Всі виміри для тесту проводяться в інтервалі 15 секунд. Індекс Руф'є розраховується за формулою:

$$J = \frac{4[P1 + P2 + P3] - 200}{10},$$

де $P1$ — пульс в положенні сидячи, $P2$ — пульс стоячи, $P3$ — пульс після хвилинної перерви після навантаження.

Артеріальна пульсація крові, спостерігається в периферійних судинах пальців руки, і утворює в результаті підсумовування пряму і відображену пульсові хвилі, з урахуванням часу затримки. Час затримки можна визначити, виходячи з часового зсуву між ідентичними точками двох пульсових хвиль, отриманих на різних ділянках артеріального русла (рис. 1).

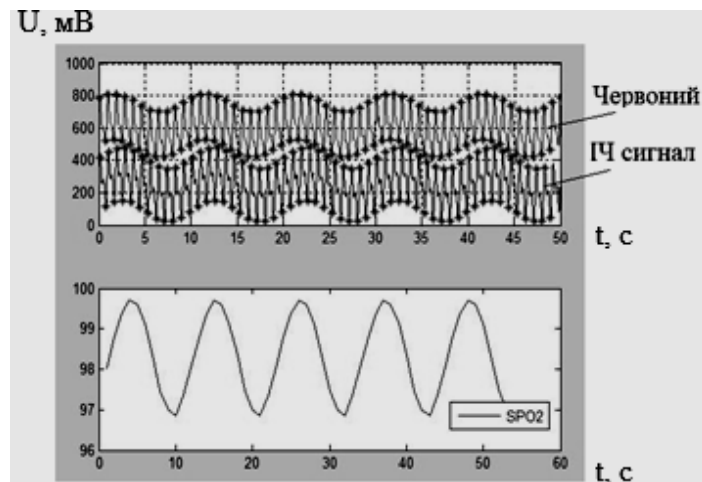


Рис. 1. Модель сигналу фотоплетизмограми в червоному та ІЧ спектрі

Де, червоний сигнал — модель сигналу пульсу в червоному спектрі світла, ІЧ сигнал — модель сигналу пульсу в інфрачервоному спектрі світла зрушена за фазою, SP02 — згенерований сигнал показника насиченості крові киснем.

Таким чином, модуляція сигналу відбувається за частотою дихання (6 ударів за 5,5 с). Основна частота биття серця 60Гц (нормою вважається частота від 58 до 75 Гц), а показник сатурації змінюється відповідно дихального циклу. Наочно можливо привести часовий відрізок в 3 секунди в збільшеному масштабі (рис. 2).

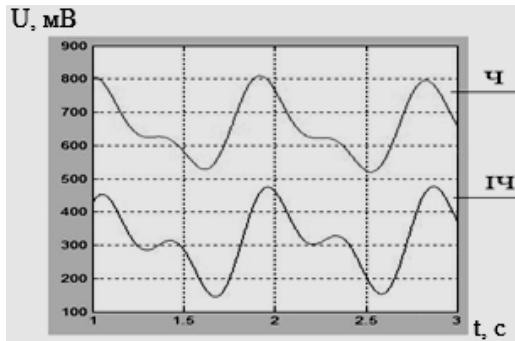


Рис. 2. Модель сигналу ФПГ
(в масштабі 3 секунди)

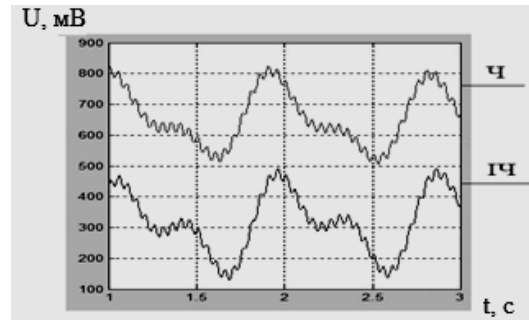


Рис. 3. Сигнал ФПГ
з накладеним зашумленням

При моделюванні пульсоксиметричного сигналу також необхідно виконати накладення перешкод (шуму). Під перешкодами розуміються небажані електричні сигнали, які присутні в електричних системах. Наявність шуму, накладеного на сигнал, обмежує здатність приймальної частини видавати точні рішення про значення символів, а отже, обмежує швидкість передачі інформації [11]. Для запобігання спотворення даних було спроектовано алгоритм обробки вхідного сигналу, та сам зашумлений сигнал (рис. 3) з метою створення на його основі цифрового фільтру для МК.

В моделі формування сигналу пульсової хвилі (рис. 3), також застосовані пікові детектори, які призначені для вимірювання максимального і мінімального значення сигналу за певний відрізок часу. У даній системі, що розробляється вони необхідні для визначення екстремальних значень пульсової хвилі, та контрастності світла, яке проходить через тканини.

Використовуваний детектор забезпечує пошук мінімальних і максимальних значень функції з урахуванням мінімально допустимої відстані між піками. Так як пульсова хвиля має кілька локальних екстремумів, даний метод дозволив уникнути помилок обчислень параметрів піків. Також дана функція не вимагає попереднього згладжування перешкод навіть в умовах високочастотного шуму.

Для керування системою моніторингу використовується МК STM32F130C8 який задовільняє необхідним обчислювальним потребам в процесі обробки вимірюваних сигналів, та є економічно вигідним в порівнянні з платформами що використовують можливості мікрокомп'ютерів. Підключення до портативного комп'ютера може здійснюватися через радіосигнал, або Bluetooth, тому в комплекті з пристроєм може йти передавач, який підключається до порту USB. Так само синхронізація може проходити провідним методом, в такому випадку, підключення також відбувається через USB-порт. На рис. 4 наведена структурна схема пульсометра, в якій основним датчиком є обраний модуль MAX30102 [13, 14]. Тут позначено: ЧСС — показники частоти серцевих скорочень, ФПГ — показники фотоплетизмограми, МК — мікроконтролер, ЧПІ — розрахування частоти пульсації імпульсів, ВСП — вихідне значення показників варіабельності серцевого ритму, SPO2 — показник насиченості крові киснем, RR — відстань між сусідніми максимальними значеннями амплітуди сигналу пульсу.

MAX30102 — інтегральний сенсорний модуль, який призначений для спрощення розробки портативних медичних приладів контролю серцевого ритму. Дана мікросхема також має можливості вимірювання відсоткового вмісту кисню в крові, який визначається неінвазивним методом через шкіру (про що свідчить позначення «Sp»), як відсоткове відношення насиченого киснем гемоглобіну (HbO₂) до загального вмісту гемоглобіну (HbO₂ + RHb), що визначаються системою з фотодетектора, ІЧ і червоного світлодіода.

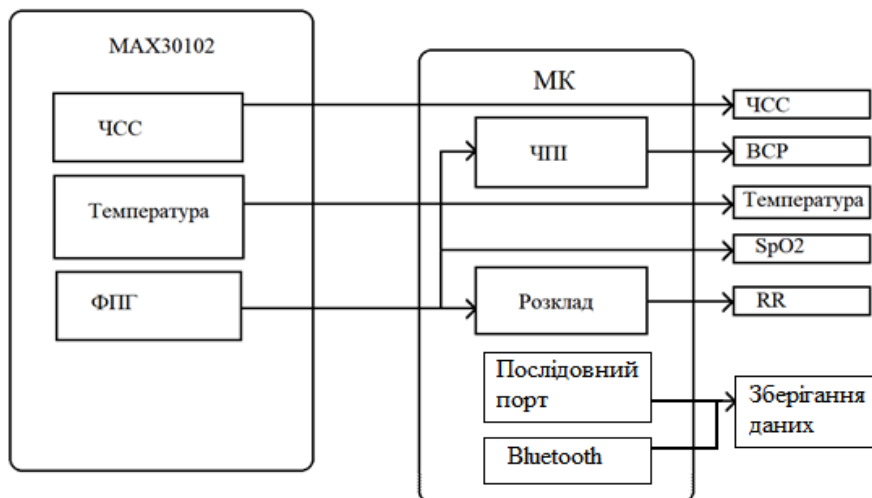


Рис. 4. Структурна схема пристрою вимірювання пульсу

Для створення прототипу пристрою вимірювача пульсу використовуються модулі, МК серії STM32F103C8T6, MAX30102 — датчик пульсу та SpO2 і ST7735S — графічний дисплей. Електрична принципова схема проєктованого пристрою зображена на рис. 5, тут позначено: DD1 — мікроконтролер STM32F103C8, ST7735S — дисплейний модуль, MAX30102 — модуль пульсометра.

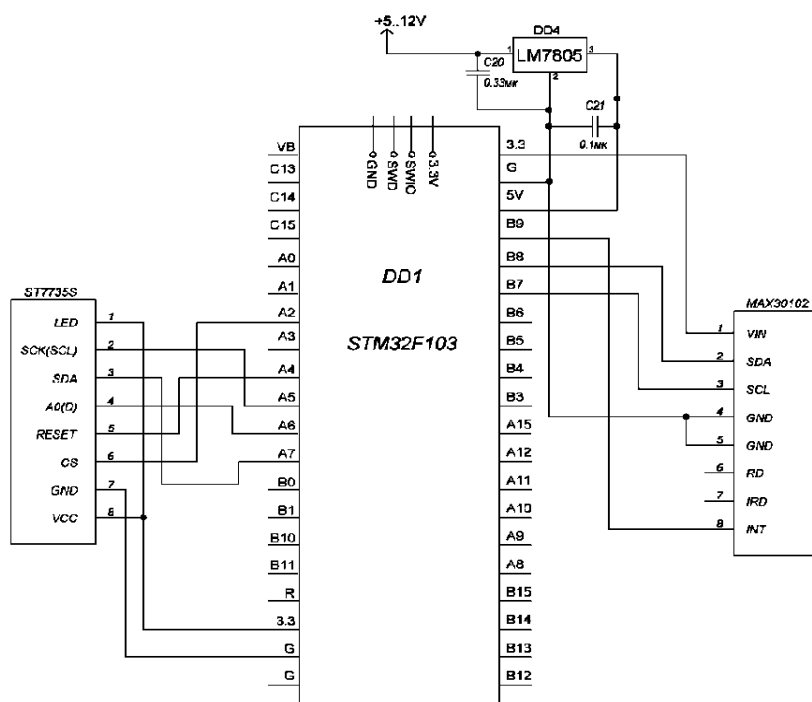


Рис. 5. Електрична принципова схема проєктованого пульсоксиметра

В проєктованому пристрої також передбачається використання змінного носія інформації типу мікро-SD, для подальшої обробки та зберігання даних на комп'ютері, адже у багатьох пульсометрів частина даних, про виконанні тренування зберігаються в пам'яті мікропроцесора, що обмежує можливість запису декількох виконаних тренувань що виконуються, наприклад, протягом тижня.

Реалізація прототипу системи дослідження фізіологічних показників виконується з використанням макетної плати, без виконання паяльних робіт, для швидкого тестування та можливості оперативної заміни або додавання необхідних складових компонентів системи. Дана система приведена на рис. 6. Реалізована система моніторингу також з'єднується з ПК на якому виконується детальне дослідження та обробка сигналів пульсу і насиченості крові киснем. Обробка сигналів проводиться програмними засобами середовища MATLAB. Також передані дані відображені у вигляді показників пульсу, насиченості SpO2, та температури в термінальному режимі (рис. 7).

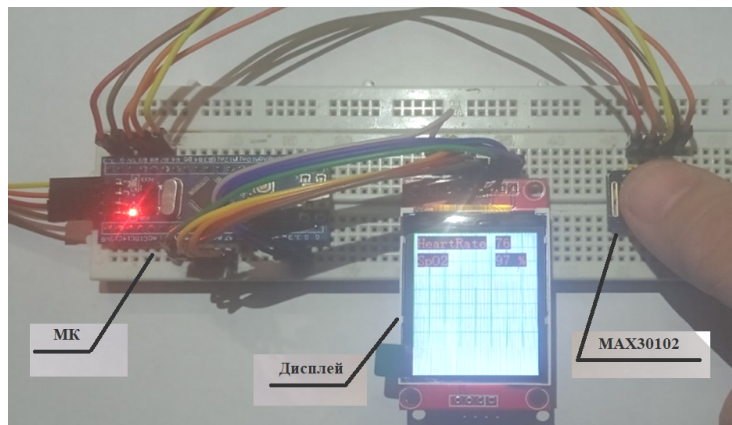


Рис. 6. Тестування прототипу системи вимірювання фізіологічних показників людини

```

IR=140005, BPM=80.86, Avg BPM=71 Oxygen= 97 %Temp (C)=32.95° IR=140005 ...
IR=140094, BPM=80.86, Avg BPM=71 Oxygen= 97 %Temp (C)=33.01° IR=140094 ...
IR=140183, BPM=80.86, Avg BPM=71 Oxygen= 97 %Temp (C)=32.95° IR=140183 ...
IR=139989, BPM=80.86, Avg BPM=71 Oxygen= 97 %Temp (C)=33.07° IR=139989 ...
IR=139721, BPM=80.86, Avg BPM=71 Oxygen= 97 %Temp (C)=33.01° IR=139721 ...
IR=139078, BPM=80.86, Avg BPM=71 Oxygen= 97 %Temp (C)=33.07° IR=139078 ...
IR=138875, BPM=80.86, Avg BPM=71
  
```

Рис. 7. Отримані дані щодо вимірювань в термінальному режимі USART інтерфейсу, при участі об'єкта дослідження

Висновки

Результати проектування та тестування прототипу системи моніторингу фізіологічних показників людини на основі показників пульсу свідчать про подвійне підвищення швидкості та точності вимірювань у співвідношенні 2:1, в порівнянні з недорогими готовими пульсоксиметрами. Спроектвана система може використовуватися в повсякденних умовах для моніторингу фізіологічного стану людини.

В ході математичного моделювання сигналів пульсової хвилі було проведено спектральний аналіз і фільтрацію сигналів пульсу людини. Результати моделювання дозволили визначити діапазон зміни значень параметрів сигналів пульсу, який знаходиться в межах 3 секунд, що дозволяє досягти максимальної швидкості вимірювань. Розроблена математична модель сигналів фотоплетизмограми та пульсової хвилі, була використана для створення обчислюваних алгоритмів, які вдічі швидше виконують обчислення пульсометричних даних, на частоті мікроконтролера 72МГц. Дана установка використовується у навчальному процесі.

Список використаної літератури

1. Г.В. Рябыкина, А.В. Соболев. Мониторирование ЭКГ с анализом вариабельности ритма сердца, «Медпрактика», Москва, 2005.
2. Федотов А.А., Акулов С.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. – Москва.: ФИЗМАТЛИТ, 2013, 282 с.

3. Божокин С.В. Математическое описание сердечного ритма. СПб.: СПбПУ, 2005. С. 36–56.
4. Early assessment of neuro-rehabilitation technology: a case study / P. Silvia, M. Stefano, B. Stefania [et al.] // J. Biomed. Eng. Technol. IndraSci. Vol. 4, Issue 3. 2010. P. 232–244.
5. Pantelopoulos A. A survey on wearable biosensor systems for health monitoring / A. Pantelopoulos, N. Bourbakis // Proceedings of the 30th Annual IEEE int. conf. on engineering in medicine and biology society in BC, USA. 2008. P. 4887–4890.
6. Janis J. D. Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation / J. D. Janis, R. W. Jonathan // J. Lancet. Neurol. Vol. 11, Issue 17. 2008. P. 1032–1043.
7. Biomedical signal processing and rehabilitation engineering: a review / O. Majdalawieh, J. Gu, T. Bai, G. Cheng // Proceedings of IEEE Pacific Rim Conference on Communications, Computers and Signal Processing in Canada. Vol. 2. 2003. P. 1004–1007.
8. Андронов А.А., Витт А.А., Хайкин С.Э. Теория колебаний 2-е изд., перераб. и испр. - Москва: Наука, 1981. 918 с.
9. А.В. Бердников, М.В. Семко, Ю.А. Широкова Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы. Часть I. Технические методы и аппараты для экспресс-диагностики: Учебное пособие / Казань: Изд-во Казан. гос. техн. ун-та, 2004. 176 с.
10. Большев А.С. Частота сердечных сокращений. Физиолого-педагогические аспекты [Текст]: учеб. пособие / А.С. Большев, Д.Г. Сидоров, С.А. Овчинников. Н.Новгород: ННГАСУ, 2017. 76 с.
11. Majumder, S.; Mondal, T.; Deen, M. Wearable Sensors for Remote Health Monitoring. Sensors 2017, 17, 130 [CrossRef] [PubMed].
12. Духова Г.А. Методика определения и оценка функционального состояния сердечно-сосудистой системы: Методические указания. Москва: МИИТ, 2014. 25 с.
13. Датчик пульсу MAX30102. URL: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf>
14. Пульсоксиметрия от Maxim: новый датчик MAX30102. URL: <https://www.compel.ru/lib/77838>

MICROCONTROLLER SYSTEM FOR MONITORING THE HUMAN PHYSIOLOGICAL STATE

Zagrebayev M., Marchenko S., Litvinenko V., Syanov O.

Abstract

The paper presents a study of a device for measuring physiological human parameters by photometry. The purpose of this paper is to design a portable software and hardware complex for monitoring the human physiological condition based on the integrated heart rate sensor and microcontroller.

In a process of the mathematical modeling of pulse signals, spectral analysis and filtering of the photoplethysmogram signal model with an additional pulse wave signal have been performed, which made it possible to determine both the range of values of pulse signal parameters and peak pulse signal detector parameters, that, in turn, provides avoiding calculation errors. Based on the obtained results of mathematical modeling, the computational algorithms of the physiological monitoring system have been optimized that have been implemented on the basis of a modern energy efficient and inexpensive microcontroller STM32F103C8.

The development of a prototype system for the study of physiological parameters has been performed using a bread-board that allows fast testing and provides the ability to quickly replace/add the necessary components of the system. The implemented monitoring system has an additional function of connection to a PC on which it is possible to display data from the pulse oximeter in terminal mode, as well as further process them in the MATLAB environment for a detailed study of the human physiological condition.

Thus, the need to create a portable software and hardware complex for monitoring the human condition, based on an integrated heart rate sensor and microcontroller, is relevant, and the designed system can be used in everyday conditions to monitor human physiological parameters such as heart rate, oxygen saturation and temperature.

References

- [1] Ryabykina, G.V., Sobolev, A.V. (2005). Monitorirovanie JeKG s analizom variabel'nosti ritma serdca, Moscow, Medpraktika [in Russian].
- [2] Fedotov A.A., Akulov S.A (2013). Matematicheskoe modelirovanie i analiz pogreshnostej izmeritel'nyh preobrazovatelej biomedicinskih signalov, Moscow, FIZMATLIT [in Russian].
- [3] Bozhokin S.V. (2005). Matematicheskoe opisanie serdechnogo ritma, SPb.: Izd-vo Politehn. un-ta [in Russian].
- [4] Early assessment of neuro-rehabilitation technology: a case study / P. Silvia, M. Stefano, B. Stefania [et al.] // J. Biomed. Eng. Technol. IndraSci. Vol. 4, Issue 3. 2010. P. 232–244.
- [5] Pantelopoulos A. A survey on wearable biosensor systems for health monitoring / A. Pantelopoulos, N. Bourbakis // Proceedings of the 30th Annual IEEE int. conf. on engineering in medicine and biology society in BC, USA. 2008. P. 4887–4890.
- [6] Janis J. D. Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation / J. D. Janis, R. W. Jonathan // J. Lancet. Neurol. Vol. 11, Issue 17. 2008. P. 1032–1043.
- [7] Biomedical signal processing and rehabilitation engineering: a review / O. Majdalawieh, J. Gu, T. Bai, G. Cheng // Proceedings of IEEE Pacific Rim Conference on Communications, Computers and Signal Processing in Canada. Vol. 2. 2003. P. 1004–1007.
- [8] Andronov A.A., Vitt A.A. (1981). Hajkin S.Je. Teorija kolebanij 2-e izd., pererab. i ispr. - Moscow: Nauka [in Russian].
- [9] Berdnikov A.V., Semko M.V., Shirokova Ju.A. (2004). Medicinskie pribory, apparaty, sistemy i komplekxy. Chast' I. Tehnicheskie metody i apparaty dlja jekspress-diagnostiki, Kazan', Kazan. gos. tehn. un-ta. [in Russian].
- [10] Bol'shev A.S. (2017), Chastota serdechnyh sokrashhenij. Fiziologo-pedagogicheskie aspekty [Tekst]: ucheb. posobie, N.Novgorod: NNGASU [in Russian].
- [11] Majumder, S.; Mondal, T.; Deen, M. Wearable Sensors for Remote Health Monitoring. Sensors 2017, 17, 130 [CrossRef] [PubMed].
- [12] Duhova G.A. (2014). Metodika opredelenija i ocenka funkcional'nogo sostojanija serdechno-sosudistoj sistemy: Metodicheskie ukazaniya.–Moscow.:MPT [in Russian].
- [13] Datchik pul'su MAX30102. URL: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf> [in Ukraine].
- [14] Pul'soksimetrija ot Maxim: novyj datchik MAX30102. URL: <https://www.compel.ru/lib/77838> [in Russian].