

АНАЛИЗ НА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФСКИ СИГНАЛИ ПРИ РАЗЛИЧНА ЧЕСТОТА НА ДИСКРЕТИЗАЦИЯ

ANALYSIS OF PHOTOPLETISMOGRAPHIC SIGNALS AT DIFFERENT SAMPLING RATE

Krasimir Cheshmedzhiev

*Institute of Robotics - Bulgarian Academy of Sciences,
E-mail: cheshmedzhiev@gmail.com*

Abstract

Photoplethysmography is a convenient and easy to use method for obtaining information about the human cardiovascular system. It is based on the use of the property of tissues to absorb light passing through or reflected from them. The received analog signal when using this method is converted into digital for further processing. The article presents an experimental system for recording photoplethysmographic signals. The data obtained during the digitization of the analog signal with different sampling rates are shown.

Keywords: photoplethysmography; digitalization, HRV analysis.

1. ВЪВЕДЕНИЕ

Сърдечната честота и нейната промяна във времето (известна в литературата като вариабилност на сърдечната честота) е лесен за използване индикатор за определяне състоянието на сърдечно-съдовата система. Използването на фотоплетизмографски метод за получаване на информация за работата на сърцето е евтин и удобен за използване съвременен метод.

През последните години активно започнаха да се използват 3D технологиите [1, 2], които в комбинация с линейните и нелинейните математически методи за анализ на вариабилността на сърдечната честота, както на електрокардиографски [3], така и на фотоплетизмографски сигнали [4], предоставят нови възможности при изследване на различни физиологични, патологични и стресови състояния на човешкото тяло [5, 6, 7].

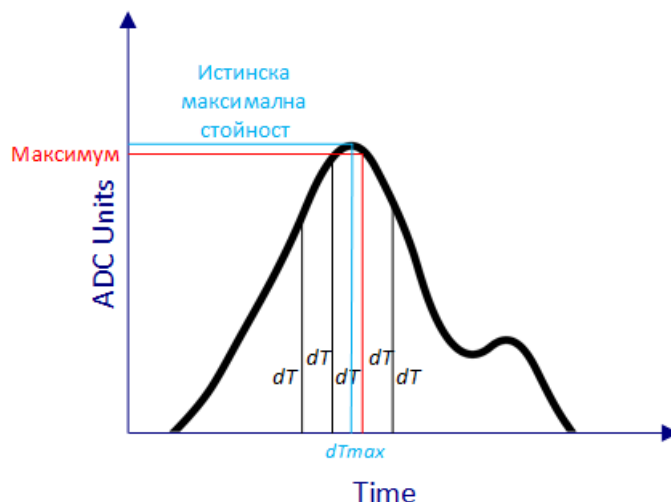
2. ИЗЛОЖЕНИЕ

В настоящата работа са показани резултати от експериментално изследване и анализ на данни получени при използване на фотоплетизмографски метод с различни честоти на дискретизация (семплиране). За разлика от други аналогични изследвания [8, 9] тук е приложено използването за два отделни сензора за едновременно регистриране на фотоплетизмографските сигнали. Например в изследване [10] е използван фотоплетизмографски сигнал с честота на дискретизация 10КHz и от него са получени изследваните сигнали с друга честота на семплиране.

На фиг. 1 е показана схема на типичен фотоплетизмографски сигнал. При цифровизирането му през интервал dT (или респективно с честота на дискретизация $1/dT$) се отчита стойността му. На фигурата в червено е показана максималната стойност отчетена в момента $n*dT$, но също така е видно, че в конкретния случай тя не е

абсолютния максимум за този конкретен сигнал. Максимална стойност на изследвания сигнал се отчита в момента dT_{max} , но тъй като тя се получава във времето между два отчета, то реално нейната стойност не можа да се регистрира.

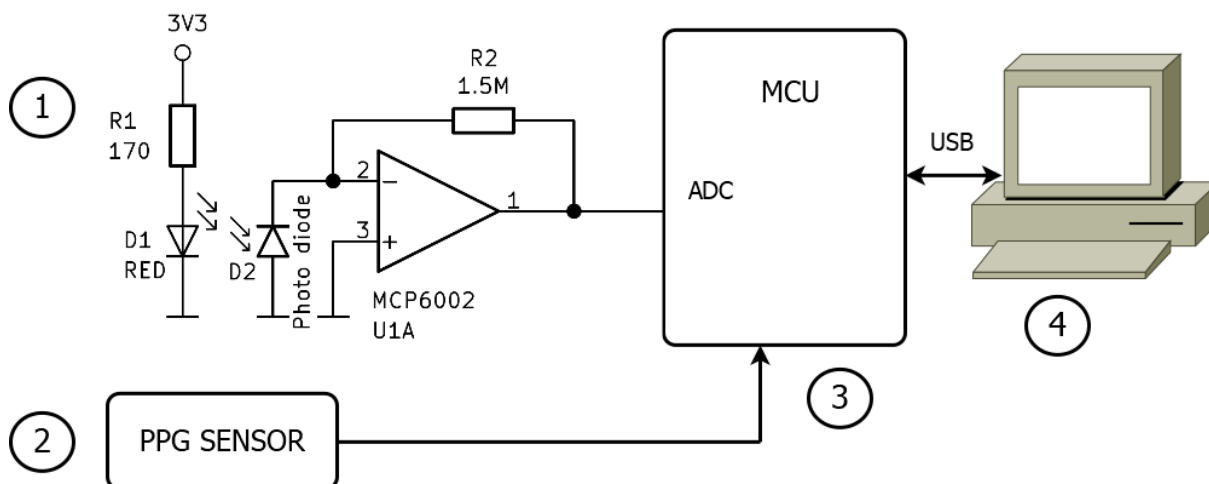
За провеждането на изследванията, представени в доклада, е използвана експериментална постановка, чиято блокова схема е показана на фиг. 2.



Фиг. 1 Цифровизиране на фотоплетизмографски сигнал

Експерименталната система е съставена от следните основни компоненти:

1. Дискретен сензор за пулс и кислород в кръвта.
2. Интегриран сензор за пулс и кислород в кръвта.
3. Микропроцесорна система.
4. Персонален компютър.



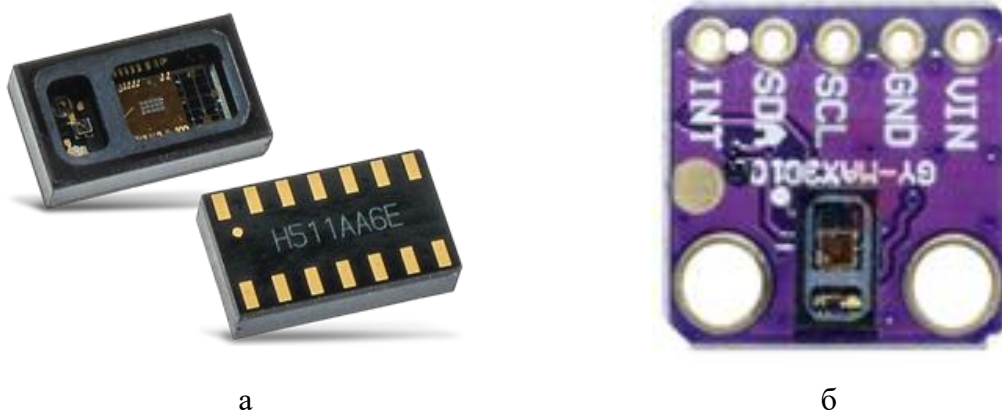
Фиг. 2 Блокова схема на експериментална система

За дискретен сензор е използван стандартен сензор за пулс и съдържание на кислород в кръвта съвместим с Nellcor DS-100A[11]. На фиг. 3 е показана схема на общия му външен вид.



Фиг. 3 Схема на използвания дискретен сензор

За интегриран сензор е използвана интегралната схема MAX30102 [12], съчетаваща в себе си светодиоди в червената и инфрачервената област; фотодиод и система за управлението им, както и възможност за управление от микроконтролер. Поради малките размери на интегралната схема (около 5.5x3.3мм), показана на фиг. 4а, е използван готов модул с нея показан на фиг. 4б.



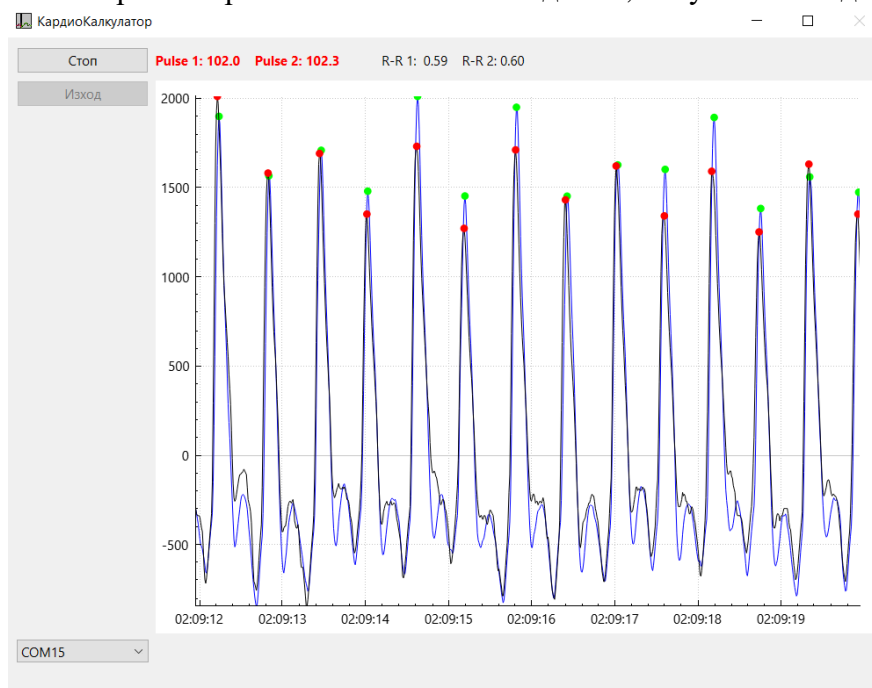
Фиг. 4 Схема на а) интегрална схема с интегриран сензор;
б) готов модул с интегриран сензор

За създаване на микропроцесорната система е използвана развойна платка с микроконтролер от фамилията ARM Cortex M33[13]. Софтуерът за управление на използваните сензори, прочитането на данните от регистрирани от тях и изпращането им до персоналния компютър, е създаден с помощта на системите MCUXpresso IDE[14] и MCUXpresso SDK[15]. Чрез създадената система и ресурсите на използвания микроконтролер са реализирани следните функции:

1. Източник на тактов сигнал с честота 1000Hz, респективно период 1ms. Служи за основа за генериране на времената необходими за аналогово-цифровото преобразуване и прочитането на данните от интегрирания сензор.
2. Преобразуване на сигнала от дискретния сензор от аналогов в цифров вид – използван е режим на преобразуване с разрешаваща способност 12 бита. Използваната честота на семплирането се променя от 100Hz до 1000Hz в зависимост от необходимите параметри за извършване на изследването.
3. Прочитане на данните от интегрирания сензор – той е свързан към една I²C шините. Използваната честота на шината е 400KHz. Използваната честота на семплиране е 100Hz. По време на изследването тя не се променя.

4. Предаване на регистрираните данни чрез високоскоростен USB интерфейс.

За обработка на данните получени от двата сензора е създаден софтуер за персонален компютър работещ под управлението на операционните системи MS Windows или Linux. На фиг. 5 е показан екран по времето на записване на данни, получавани от двата сензора.



Фиг. 5 Графика на регистрираните фотоплетизмографски сигнали

Данните, постъпващи от интегрирания сензор са показани в чер цвят, пиковите им са означени в червен цвят. Съответно данните от дискретния сензор са в син цвят, а техните пикове - в зелен. Пресметнат е и средният пулс за данните, постъпващи от двата сензора, както и средната продължителност на RR интервалите.

Експерименталното изследване е извършено по следния начин:

1. Поставен е дискретният сензор на показалеца на лявата ръка на индивида.
2. Средният пръст е поставен върху интегрирания сензор.
3. Докато протича измерването, в продължение на 5 минути, изследваният индивид запазва статично положение.
4. Честотата на дискретизация на интегрирания сензор е постоянна 100Hz.

3. РЕЗУЛТАТИ

Направени са отделни изследвания при честота от 100Hz до 1000Hz, при използване на дискретния сензор. За всяко изследване са пресметнати средната сърдечна честота и средната стойност на RR интервалите. Също така е пресметната и относителната грешка между отделните резултати, получени при 100Hz, и тези получени при различни честоти на семплиране.

В таблица 1 са показани получените резултати. Всички изследвани данни с индекс И (интегриран сензор) са получени при честота на семплиране 100Hz. Данните с индекс Д са получени при използването на дискретен сензор.

Таблица 1. Получени резултати при анализа на входните данни

Честота	HR[ср.] [min ⁻¹] [И]	HR[ср.] [min ⁻¹] [Д]	RR[ср.] [ms] [И]	RR[ср.] [ms] [Д]	Е [%]
100	67.5	67.5	889.3	888.9	0.05
200	71.1	71.1	844.5	843.9	0.07
300	66.2	66.3	903.2	905.0	-0.20
400	68.2	68.2	880.8	879.8	0.12
500	69.4	69.3	867.0	865.8	0.14
600	73.2	73.4	815.7	817.4	-0.21
700	67.2	67.1	895.9	894.2	0.19
800	72.6	72.5	829.0	827.6	0.17
900	70.2	70.3	852.2	853.5	-0.15
1000	68.2	68.2	879.2	879.8	-0.07

Грешката Е е пресметната по следната формула:

$$E = \frac{RR_{И} - RR_{Д}}{RR_{Д}} \cdot 100[\%] \quad (1)$$

В таблицата не са показани абсолютните стойности на броя сърдечни удари за всяко от направените измервания. Те са еднакви и за двата сензора и зависят от сърдечната честота.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящата статия са показани резултати проведено фотоплетизмографско изследване при използване на два сензора и различни честоти на дискретизация. От получените резултати се вижда, че разликите при проведеното изследване са в рамките на около 0.2%.

БЛАГОДАРНОСТИ

Научното изследване е проведено като част от проекта „Изследване на приложението на нови математически методи за анализ на кардиологични данни“ № КП-06-Н22/5 от 07.12.2018 г., финансиран от Фонд „Научни Изследвания“.

ЛИТЕРАТУРА

- [1] P. Lebamovski, (2021). „The Effect of 3D Technologies in Stereometry Training“. *Proceedings of CBU in Natural Sciences and ICT*, 2, DOI:<https://doi.org/10.12955/pns.v2.155>, 68-74.
- [2] P. Lebamovski, (2021). „Analysis of 3D technologies for stereo visualization“. *IEEE International Conference Automatics and Informatics (ICAI 21)*, IEEE, DOI:10.1109/ICAI52893.2021.9639534, 206-209.
- [3] G. Georgieva-Tsaneva. (2021). “Cardiological Data Analysis Algorithms Based on Wavelet Theory”. *Scientific conference with international participation STEMEDU-2021*, 3, IMI-BAS, 2021, ISBN:2683-1333, pp. 20-27 .
- [4] M. Gospodinov, E. Gospodinova, P. Lebamovski, “Analysis of Heart Rate Variability using photoplethysmographic and electrocardiographic signals”, *Scientific conference with international participation STEMEDU-2021*, 3, IMI-BAS, 2021, ISBN:2683-1333, pp. 7-12.
- [5] E. Gospodinova, P. Lebamovski, M. Gospodinov, (2021). “Automatic analysis of ECG signals based on their fractal and multifractal properties”. *International Conference on Computer Systems and Technologies '21*, Association for Computing Machinery, New York, NY, United States, ISBN:978-1-4503-8982-2, DOI:10.1145/3472410.3472421, 136-140.
- [6] G. Georgieva-Tsaneva, "An Interactive Teaching System for Investigation of Heart Rate Variability," 2019 23rd International Conference on System Theory, Control and Computing (ICSTCC), 2019, pp. 161-166, doi: 10.1109/ICSTCC.2019.8885549.
- [7] G. Georgieva-Tsaneva. (2013). „QRS Detection Algorithm for long term Holter records.“, *In Proceedings of the 14th International Conference on Computer Systems and Technologies-CompSysTech'13 (Eds. B. Rachev, A. Smrikarov)*, Ruse, Bulgaria, 28-29 June, 2013, ACM International Conference Proceeding Series, ACM New York, NY, USA, pp. 112-119, ISBN: 978-1-4503-2021-4, <https://doi.org/10.1145/2516775.2516811>.
- [8] Y. Nishikawa, S. Izumi, Y. Yano, H. Kawaguchi, M. Yoshimoto. (2018). „Sampling rate reduction for wearable heart rate variability monitoring“. *IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, pp. 1-5, IEEE.
- [9] J. M. Ahn, J. K. Kim. (2020). „Effect of the PPG sampling frequency of an IIR filter on heart rate variability parameters“. *Int J Sci Technol Res*, 9(3), 1924-1928.,
- [10] Pelaezcoza, M. D., Hernando, A., Lázaro, J., & Gil, E. (2021). „Impact of the PPG sampling rate in the pulse rate variability indices evaluating several fiducial points in different pulse waveforms“. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*.
- [11][Онлайн]. Available: <https://www.medys.be/edan-nellcor-reusable-adult-spo2-sensords-100a-oxi.html>
- [12][Онлайн]. Available: <https://www.maximintegrated.com/en/products/interface/sensor-interface/MAX30102.html>
- [13][Онлайн]. Available: <https://www.nxp.com/design/development-boards/lpcxpresso-boards/lpcxpresso55s69-development-board:LPC55S69-EVK>
- [14][Онлайн]. Available: <https://www.nxp.com/design/software/development-software/mcuxpresso-software-and-tools-mcuxpresso-integrated-development-environment-ide:MCUXpresso-IDE>
- [15][Онлайн]. Available: <https://www.nxp.com/design/software/development-software/mcuxpresso-software-and-tools-mcuxpresso-software-development-kit-sdk:MCUXpresso-SDK>