

УДК 615.471.03:616.072.7

¹С.В. ПАВЛОВ, ²В.П. ДУМЕНКО, ³П.Ф. КОЛІСНИК ¹А.Ю. КЛАПОУЩАК

ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДУ KVP-ПЕРЕТВОРЕННЯ ФОРМУВАННЯ ЕТАЛОН-МАСОК ПРИ ОБРОБЛЕННІ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ

¹Вінницький національний технічний університет

Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021, Україна

²Вінницький державний педагогічний університет ім. М. Коцюбинського

³Вінницький національний медичний університет ім. М.Пирогова

Анотація. В роботі сформовано еталон-маски шляхом застосування методу KVP-перетворення, який базується на використанні принципу квантування часу світловим променем, що дозволило підвищити достовірність оброблюваної фотоплетизмографічної інформації. Даний метод KVP-перетворення можна застосувати до оброблення біомедичної інформації, а саме до перетворення основних точок фотоплетизмограми

Ключові слова: метод KVP-перетворення, норма, біомедичні показники, фотоплетизмографічний сигнал, патологічний стан.

Abstract. In this work, the standard masks were formed by applying the KVP-transformation method, which is based on the principle of quantization of time by light beam, which allowed to increase the reliability of the processed photoplethysmographic information. This KVP-transformation method can be applied to the processing of biomedical information, namely the transformation of the main points of a photoplethysmogram

Keywords: KVP-transformation method, norm, biomedical parameters, photoplethysmographic signal, pathological condition.

DOI: 10.31649/1681-7893-2019-38-2-20-28

ВСТУП

Метод KVP-перетворення, як метод оброблення сигналів, базується на використанні принципу квантування часу. Метод KVP-перетворень передбачає формування деякої універсальної функції, яка є досить простою для моделювання різноманітних дій над сигналами та змістовно характеризує інформацію, яка надходить, незалежно від типів сигналів (електричні, звукові, світлові та інші) універсальна функція спроможність характеризувати їх для обробки в подальшому [1,2,3]. Цей метод передбачає паралельне оброблення сигналів, що надходять від об'єкта. Метод KVP-перетворень базується на методі квантування часу світловим променем, тобто фактором, який несе інформацію, є час. Час є об'єктивним і уніфікованим показником якості функціонування технічних засобів. Він є їх внутрішнім параметром, який дозволяє органічно відтворити інформаційні процеси. Таким чином, KVP-перетворення дозволяє виконувати перетворення фактично довільного набору вхідної інформації у часові інтервали [4,5,6].

Для визначення математично обґрунтованих зв'язків між рівнем якості конкретної елементної бази з максимально можливою швидкістю обчислень і перетворень сформульовано теорему граничної стисливості машинної інформації. Вона стверджує, що для однорідного ланцюжка послідовно спрацьовуючих квантронів в умовах допустимого розкиду їх часів спрацювання існує мінімальне значення дії на ланцюжок кількість спрацьованих квантронів з найбільшою вірогідністю відповідає ідеальній моделі [7,8,9].

Математичний апарат ЛЧФ базується на операціях алгебри векторно-перемикальних функцій. Алгебра ЛЧФ містить такі операції: логіко-часові логічні - кон'юнкція, диз'юнкція, інверсія; логіко-часові спеціальні - зсув, затримка; логіко-часові алгебраїчні - додавання, віднімання, диференціювання, інтегрування (знаходження первісних).

Таким чином, при оптимізації KVP-перетворення за параметром стиснення інформації за математичний апарат методу KVP-перетворень доцільно вибрати математику логіко-часових функцій. Логіко-часові функції здатні відтворити залежність часу від різноманітних характеристик сигналів $T = f(x, y, A, w, \dots)$. При цьому є можливість аналізувати функції в процесі оброблення. Цей факт значно підвищує швидкість оброблення даних дозволяє уникнути додаткової похибки в отриманих результатах [10,11,12].

Модель оптимізації KVP-перетворення за параметром стиснення інформації має вигляд

$$\begin{aligned} & \max g(t, \tau, n); \text{ де} \\ & \left\{ \begin{aligned} & 0 \leq g(t, \tau, n) \leq 1, \\ & g(t, \tau, n) = F_n(t) - F_{n+1}(t), \end{aligned} \right. \end{aligned} \quad (1)$$

де m_k - час спрацювання кожного k -го квантрону, що входить у ланцюг, $F(t)$ - функція розподілення випадкової величини m_k , $f(t)$ - щільність розподілення випадкової величини m_k , T_n - час спрацювання n квантронів, $F(t)$ - функція розподілення випадкової величини T_n , $f_n(t)$ - щільність розподілення випадкової величини T_n , $q(t)$ - число всіх квантронів, які спрацювають за час t , дискретна величина, $g(t, \tau, n)$ - ймовірність того, що $q(t) = n$, тобто $g(t, \tau, n) = P\{q(t) = n\}$.

Випадкові величини m_k є незалежними та мають однаковий закон розподілу. Функція розподілу випадкової величини m_k є неперервною, яку можна апроксимувати за нормальним розподілом [13,14,15].

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ НА ОСНОВІ КВП-ПЕРЕТВОРЕННЯ

Дана математична модель на основі КВП-перетворення, відноситься до класу стохастичного програмування критерієм оптимізації цільової функції $g(t, \tau, n)$ та системою нелінійних обмежень [16,17].

З випадковими величинами дискретного типу їх середнє значення (математичне значення) на входах і виходах КВ-автомата $NA_{ij}(t)$, можна визначити як:

$$m_x = \sum_{i=1}^n x_i(t) P_i^x(t), \quad m_y = \sum_{i=1}^n y_i(t) P_i^y(t); \quad (2)$$

$$m_z = \sum_{i=1}^n z_i(t) P_i^z(t), \quad m_w = \sum_{i=1}^n w_i(t) P_i^w(t). \quad (3)$$

У тих сферах діяльності, де потрібна експертна оцінка, коли на виході схеми повинні одержати не двійкову змінну (0 або 1), а якесь конкретне число, яке вказує на вірогідність події, там потрібні елементи багатозначної логіки, якими є лінійні структури, наприклад, лінійні квантронні структури, або багатфункціональні оптоелектронні модулі.

На основі вищевикладених формул формулюється задача синтезу елемента квантронного типу, що міг би на своєму виході сформувати сигнал, який містив би в ній стан енергетичного нуля і водночас цей сигнал не приводив до зміни попереднього стану подальшої логічної схеми. У даному випадку подальшою схемою вважатиметься схема пам'яті, адже ми вводимо новий елемент, щоб забезпечити надійну фіксацію різноманітних енергетичних станів та щоб в подальшому оперувати ними під час створення багатозначної логіки.

Нейромережі можна розглядати як глобально зв'язану мережу примітивних процесорів - нейронів. Кожний нейрон (рис. 1) обчислює певну суму сигналів, які надійшли до нього синапсами, та виконує над нею нелінійне перетворення. Під час посилання за синапсами сигнали перемножуються на деякий ваговий коефіцієнт. Оскільки ми маємо справу з квантронною схемотехнікою, то очевидно, що найлогічніше застосовувати для синтезу і математичного моделювання нейромереж апарат логіко-часових функцій.

Стосовно моделі нейрона, яку ми розглядаємо (рис. 1), вихідний сигнал оцінюється

$$y = \sum_{i=1}^N A_i X_i, \quad (4)$$

де A_i - деякий ваговий коефіцієнт, що може змінювати значимість під час пересилання інформації за синапсами і налаштовувати.

Якщо припустити, що по синапсам проходить сигнал, що модулюється за довжиною імпульсу (за часом), тобто логіко-часова функція, тоді вираз (4) матиме такий вигляд, як у відомому способі паралельного оброблення інформації

$$y = \sum_{i=1}^N T_i X_i, \quad (5)$$

де T_i - час або тривалість імпульсу в кожному i -тому синапсі.

В моделі нейронної системи для оброблення інформації часові функції x_1, x_2, \dots, x_n в початковий момент часу порівнюються між собою за довжиною у вхідному нейроні часовому кон'юнкторі, що виконує операцію порівняння

$$x_i(t) - x_j(t) = \max(\overline{x_i}, \overline{x_j})_{\tau_{xi}, \tau_{yj}} \wedge \max(x_i(t), x_j(t)). \quad (6)$$

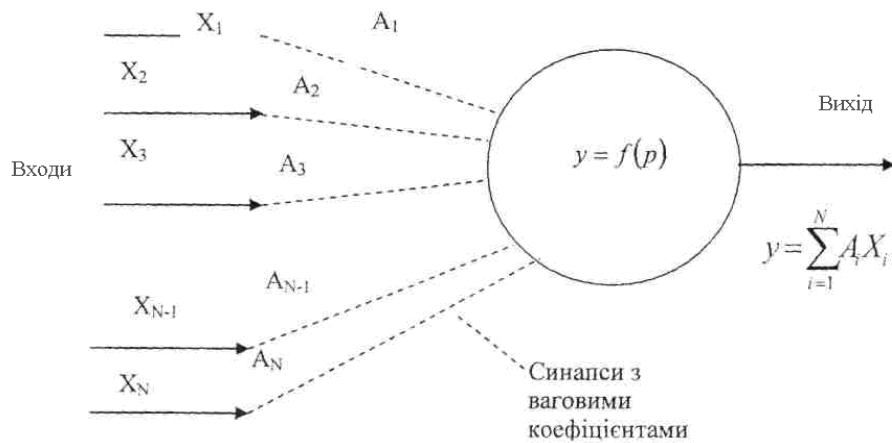


Рисунок 1 – Схема нейроквантрону

Потім ця ж операція виконується у кожному нейроні, що здійснює операцію часового віднімання. В кожному нейроні-затримувачі виконується операція запам'ятовування часового сигналу. Вихідний нейрон реалізує функцію запам'ятовування часової інформації, що надходить із вхідного нейрона.

Сумарна дія часової інформації G_i на нейрон N_i складається з головних та допоміжних. Тривалість сумарної дії G_i є визначальною для допоміжних дій

$$\sum_{i=1}^N x_i, \sum_{i=1}^n p_i, \sum_{i=1}^N z_i, \dots, \sum_{i=1}^N k_i. \quad (7)$$

В реальних нейронних структурах головна та допоміжні дії можуть мати різну фізичну природу, тому відносимо появу стану енергетичного нуля до однієї з допоміжних дій в нейронній системі, що складається з квантрон-автоматів.

Оскільки, виходячи зі сформульованих аксіом для стану енергетичного нуля можливі логічні функції в стані енергетичного нуля рівні між собою, та враховуючи те, що енергетичний нуль не може бути використаний як сигнал керування, то можна використовувати його для виділення головних і допоміжних дій, причому в кожній наступний момент часу в процесі використання цього стану головні та допоміжні дії можуть змінювати одна одну, якщо це необхідно, наприклад, під час швидкого навчання чи перенавчання системи. Виділення головних і допоміжних дій проводиться за допомогою операції порівняння, а просування дії за нейронною системою – операцією зсуву [18].

ЗАСТОСУВАННЯ КVP-ПЕРЕТВОРЕННЯ ДЛЯ ПЕРЕТВОРЕННЯ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ

Даний метод КVP-перетворення можна застосувати до оброблення біомедичної інформації, а саме до перетворення основних точок фотоплетизмограми, яка подана у вигляді (рис.2) у тривалість часових сигналів, як показано на рис. 2. Оптико-електронний прилад діагностики периферійного кровонаповнення повинен визначати амплітудні, часові та амплітудно-часові характеристики пульсової хвилі рис. 2.

Нехай кожна з вибраних точок має певне значення x_1, x_2, x_3, x_4, x_5 , якому відповідає певна тривалість імпульсу. Для оброблення фотоплетизмограми спочатку формують еталон (контрольну фотоплетизмограму) для певних рівнів патологій [19,20,21].

Сигнал, який поступає має певні характеристики $(x'_1, x'_2, x'_3, x'_4, x'_5)$. Для оцінювання даного сигналу, який надходить у вигляді фотоплетизмограми знаходять [22]

$$y = \sum_s^n \Delta x_i. \quad (8)$$

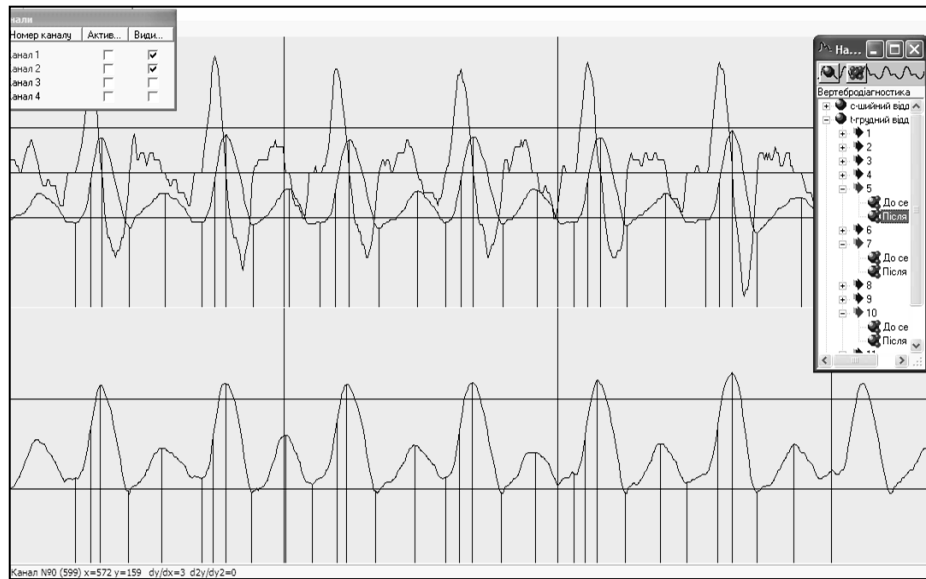


Рисунок 2 – Гемодинамічні показники периферійного кровонаповнення

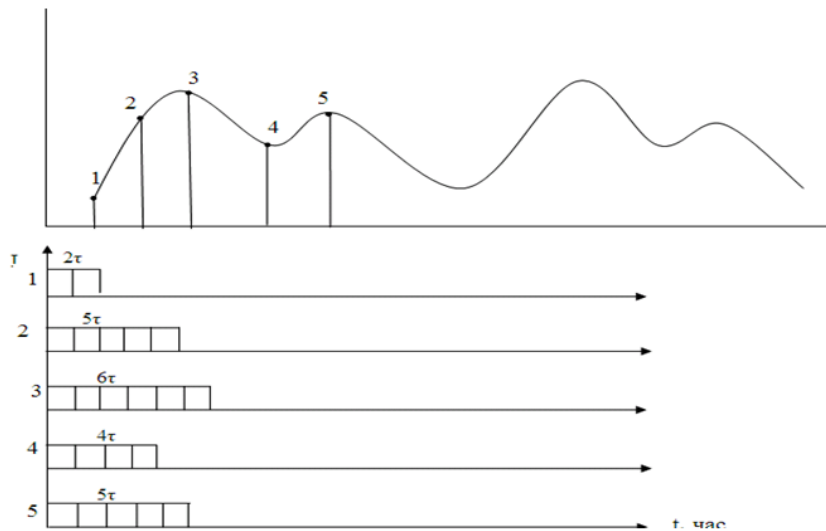


Рисунок 3 – Перетворення біомедичного сигналу за допомогою KVP-перетворення

На наступному етапі за значеннями характеристичних точок KVP-перетворення виконується перетворення фотоплетизмографічних сигналів для певних рівнів патологій

$$\min(y_1, y_2, y_3, \dots, y_n) \quad (9)$$

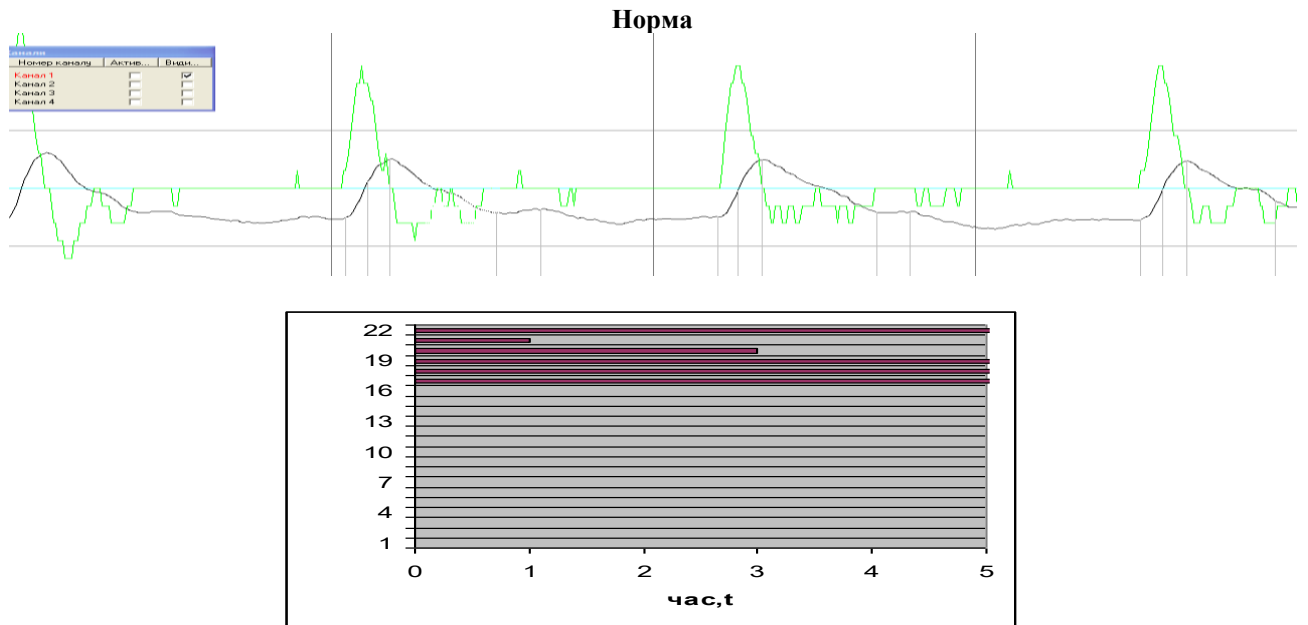


Рисунок 4 – Перетворення фотоплетизмографічного сигналу за допомогою KVP-перетворення для еталону-маски

Аналогічно здійснюється KVP-перетворення і для першого, другого та третього рівня патологій.

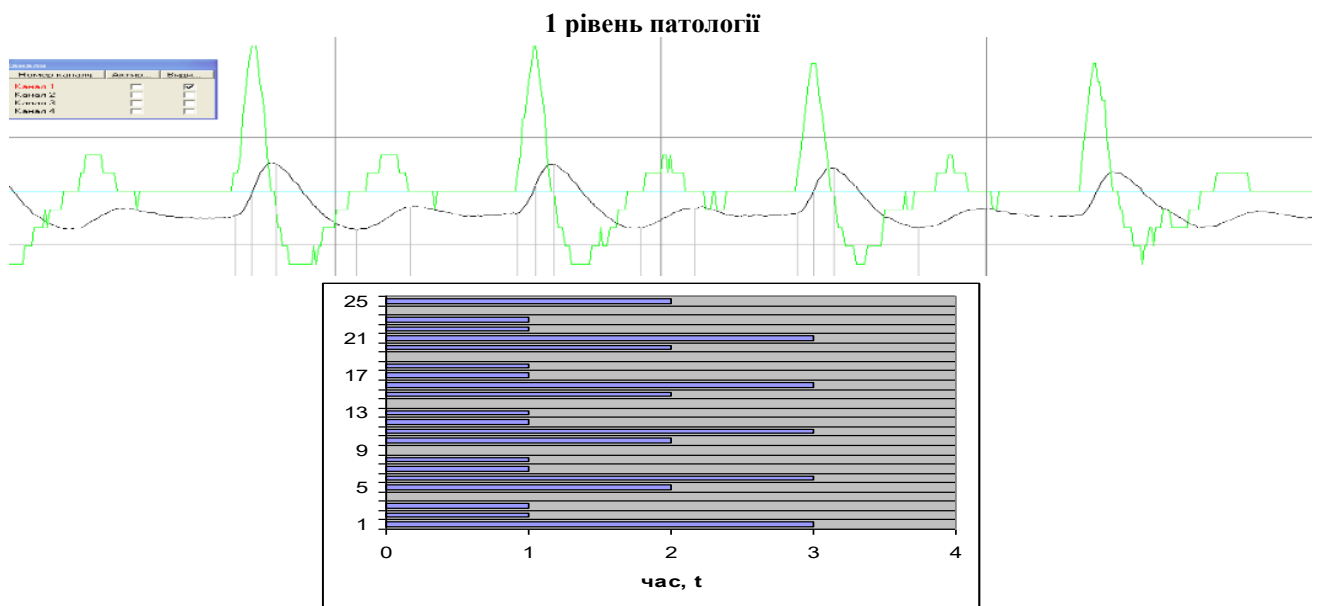


Рисунок 5 – Перетворення фотоплетизмографічного сигналу за допомогою KVP-перетворення для першого рівня патологій

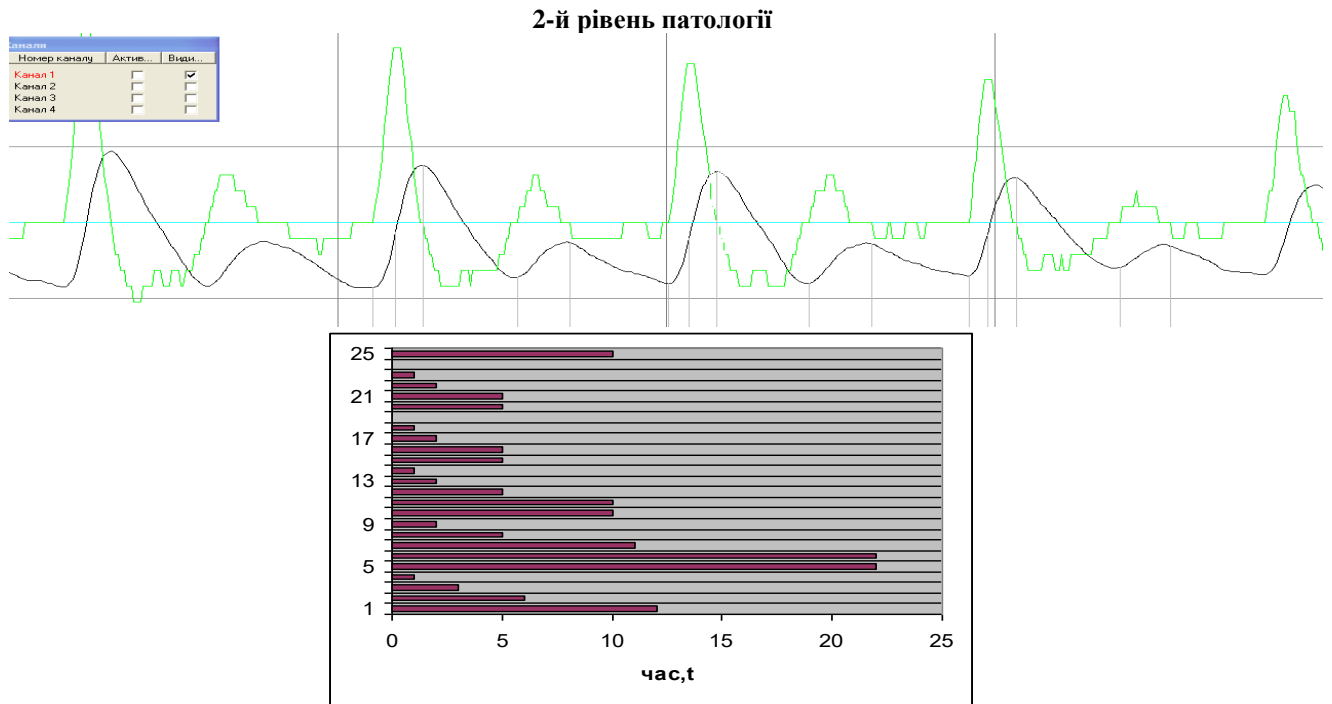


Рисунок 6 – Перетворення фотоплетизмографічного сигналу за допомогою KVP-перетворення для другого рівня патологій

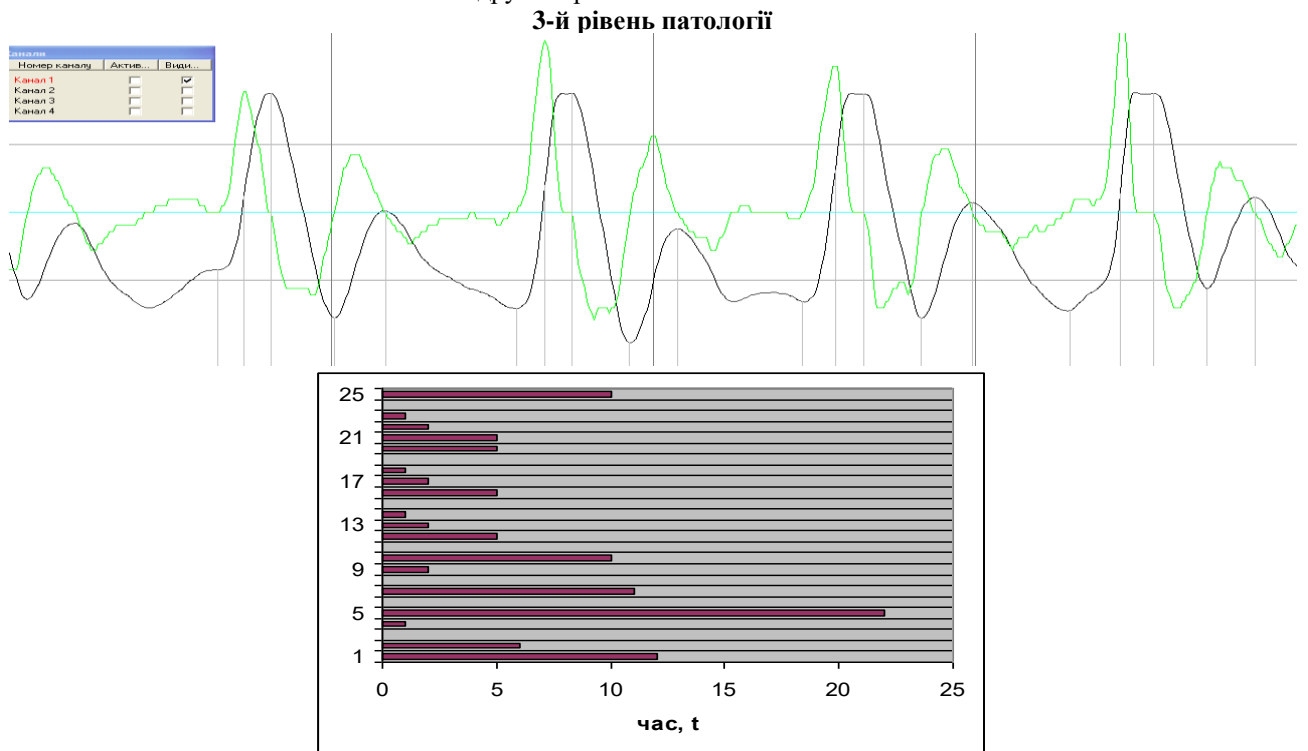


Рисунок 7 – Перетворення фотоплетизмографічного сигналу за допомогою KVP-перетворення для третього рівня патологій

Логіко-часові функції здатні відтворити залежність часу від різноманітних характеристик сигналів $T = f(x, y, A, w, \dots)$. При цьому є можливість аналізувати функції в процесі оброблення. Цей факт значно підвищує швидкість оброблення даних дозволяє уникнути додаткової похибки в отриманих результатах.

ВИСНОВКИ

В роботі сформовано еталон-маски шляхом застосування методу КVP-перетворення, який базується на використанні принципу квантування часу світловим променем, що дозволило підвищити достовірність оброблюємої фотоплетизмографічної інформації.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Allen, J., "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurements," *Allen . Physiol. Meas.* 28, 21-39 (2007).
2. Drexler M, Rutenberg TF, Rozen N, et al. Single minimal incision fasciotomy for the treatment of chronic exertional compartment syndrome: outcomes and complications. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2017 Jan;137(1):73-79. doi: 10.1007/s00402-016-2569-7.
3. Pavlov S.V., Kozhemiako V.P., Kolesnik P.F., Kozlovska T.I., Dumenko V.P., Physical principles of biomedical optics, NTB, Vinnitsa (2010).
4. Hsu E, Cohen SP. Postamputation pain: epidemiology, mechanisms, and treatment *J Pain Res.* 2013; 6: 121–136. doi: 10.2147/JPR.S32299
5. Pedowitz RA, Hargens AR, Mubarak SJ, Gershuni DH. Modified criteria for the objective diagnosis of chronic compartment syndrome of the leg. *Am J Sports Med.* 1990 Jan-Feb;18(1):35-40.
6. Schley MT, Wilms P, Toepfner S, et al. Painful and nonpainful phantom and stump sensations in acute traumatic amputees. *J Trauma.* 2008 Oct;65(4):858-64. doi: 10.1097/TA.0b013e31812eed9e.
7. Whitesides T.E., Haney T.C., Morimoto K., Harada H. Tissue pressure measurements as a determinant for the need of fasciotomy // *Clin. Orthop.*, 1975, Vol.13, P.43-51.
8. Photoplethysmographic technologies of the cardiovascular control / [Pavlov S.V., Kozhemiako V.P., Petruk V.G., Kolesnik P.F.]. - Vinnitsa: Universum-Vinnitsa, 2007. - 254 p.
9. A simulation model of distribution of optical radiation in biological tissues / S.V. Pavlov, S.E. Tuzhansky, T.I. Kozlovska, A.V. Kozak // *Visnyk VNTU.* - 2011. - №3. - P. 191-195.
10. Deryabin E.I. Application of photoplethysmographic method to studying of local blood flow of maxillofacial region / E.I. Deryabin., E.E. Dvinyaninova, V.G. Vaganova [et al.] // *Laser Medicine.* - № 3 (2). - 1999. - P. 72-26.
11. Kubelka P. Ein Beitrag zur Optik der Farbanstriche *Zurich Tech.* / P. Kubelka, F. Munk. – Physik, 1931. – P. 543.
12. Prahl S. A. Determining the optical properties of turbid media using the adding-doubling method / S. A. Prahl, M. C. van Gemert and A. J. Welch. // *Applied Optics.* – 1993. – № 32(4). – P. 559–568.
13. Sardar D. K. Optical properties of whole blood / D. K. Sardar and L. B. Levy // *Lasers in Medical Science.* – 1998. – P. 106–111.
14. G. Yoon. Absorption and Scattering of Laser Light in Biological Media - Mathematical Modeling and Methods for Determining Optical Properties. PhD thesis, University of Texas at Austin, USA. – 1988. – P. 45.
15. Optical biomedical diagnostics [6 vols.]. - Moscow: FYZMATLYT, 2007. - [Trans. with English. under. Ed. V. Tuchyn]. T. 1 - 2007. - 560 p.
16. J. Spigulis, L. Gailite, A. Lihachev, and R. Erts, "Simultaneous recording of skin blood pulsations at different vascular depths by multiwavelength photoplethysmography," *Appl. Optics* 46, 1754–1759 (2007).
17. Tetyana I. Kozlovska; Sergii V. Sander; Sergii M. Zlepko; Valentina B. Vasilenko; Volodymyr S. Pavlov, et al. Device to determine the level of peripheral blood circulation and saturation, *Proc. SPIE* 10031, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016, 100312Z (September 28, 2016); doi:10.1117/12.2249131.
18. Sergii V. Sander; Tatiana I. Kozlovska; Valentina B. Vassilenko; Volodymyr S. Pavlov; Andrii Y. Klapouschak, et al. Laser photoplethysmography in integrated evaluation of collateral circulation of lower extremities, *Proc. SPIE* 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 98161K (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229042.
19. Sergii Zlepko, Sergii Sander, Tatiana Kozlovska, Volodymyr Pavlov, Waldemar Wójcik, Laura Yesmakhanova, Oxana Zhirmova, "Analysis of the vascular tone and character of the local blood flow to assess the viability of the body using the photoplethysmographic device," *PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY*, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 5/2017. P. 92-95. - doi:10.15199/48.2017.05.18.
20. Патент на корисну модель 98939 Україна, МПК А61В 5/02 (2006.01). Оптичний неінвазивний пристрій для визначення рівня периферійного кровонаповнення та сатурації крові / Злепко

- Сергій Макарович; Сандер Сергій Володимирович; Павлов Володимир Сергійович; Козловська Тетяна Іванівна; -у 2014 13182, заявл. 8.12.2014, опубл. 2.05.2015, бюл. № 9. – 5 с.
21. Pavlov S. V. *Information Technology in Medical Diagnostics* //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
 22. Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M. *Information Technology in Medical Diagnostics II*. London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.

REFERENCES

1. Allen, J., "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurements," *Allen . Physiol. Meas.* 28, 21-39 (2007).
2. Drexler M, Rutenberg TF, Rozen N, et al. Single minimal incision fasciotomy for the treatment of chronic exertional compartment syndrome: outcomes and complications. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2017 Jan;137(1):73-79. doi: 10.1007/s00402-016-2569-7.
3. Pavlov S.V., Kozhemiako V.P., Kolesnik P.F., Kozlovska T.I., Dumenko V.P., *Physical principles of biomedical optics*, NTB, Vinnitsa (2010).
4. Hsu E, Cohen SP. Postamputation pain: epidemiology, mechanisms, and treatment *J Pain Res.* 2013; 6: 121–136. doi: 10.2147/JPR.S32299
5. Pedowitz RA, Hargens AR, Mubarak SJ, Gershuni DH. Modified criteria for the objective diagnosis of chronic compartment syndrome of the leg. *Am J Sports Med.* 1990 Jan-Feb;18(1):35-40.
6. Schley MT, Wilms P, Toepfner S, et al. Painful and nonpainful phantom and stump sensations in acute traumatic amputees. *J Trauma.* 2008 Oct;65(4):858-64. doi: 10.1097/TA.0b013e31812eed9e.
7. Whitesides T.E., Haney T.C., Morimoto K., Harada H. Tissue pressure measurements as a determinant for the need of fasciotomy // *Clin. Orthop.*, 1975, Vol.13, P.43-51.
8. *Photoplethysmographic technologies of the cardiovascular control* / [Pavlov S.V., Kozhemiako V.P., Petruk V.G., Kolesnik P.F.]. - Vinnitsa: Universum-Vinnitsa, 2007. - 254 p.
9. A simulation model of distribution of optical radiation in biological tissues / S.V. Pavlov, S.E. Tuzhansky, T.I. Kozlovska, A.V. Kozak // *Visnyk VNTU.* - 2011. - №3. - P. 191-195.
10. Deryabin E.I. Application of photoplethysmographic method to studying of local blood flow of maxillofacial region / E.I. Deryabin., E.E. Dvinyaninova, V.G. Vaganova [et al.] // *Laser Medicine.* - № 3 (2). - 1999. - P. 72-26.
11. Kubelka P. Ein Beitrag zur Optik der Farbanstriche *Zurich Tech.* / P. Kubelka, F. Munk. – Physik, 1931. – P. 543.
12. Prahl S. A. Determining the optical properties of turbid media using the adding-doubling method / S. A. Prahl, M. C. van Gemert and A. J. Welch. // *Applied Optics.* – 1993. – № 32(4). – P. 559–568.
13. Sardar D. K. Optical properties of whole blood / D. K. Sardar and L. B. Levy // *Lasers in Medical Science.* – 1998. – P. 106–111.
14. G. Yoon. *Absorption and Scattering of Laser Light in Biological Media - Mathematical Modeling and Methods for Determining Optical Properties*. PhD thesis, University of Texas at Austin, USA. – 1988. – P. 45.
15. *Optical biomedical diagnostics* [6 vols.]. - Moscow: FYZMATLYT, 2007. - [Trans. with English. under. Ed. V. Tuchyn]. T. 1 - 2007. - 560 p.
16. J. Spigulis, L. Gailite, A. Lihachev, and R. Erts, "Simultaneous recording of skin blood pulsations at different vascular depths by multiwavelength photoplethysmography," *Appl. Optics* 46, 1754–1759 (2007).
17. Tetyana I. Kozlovska; Sergii V. Sander; Sergii M. Zlepko; Valentina B. Vasilenko; Volodymyr S. Pavlov, et al. Device to determine the level of peripheral blood circulation and saturation, *Proc. SPIE* 10031, *Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016*, 100312Z (September 28, 2016); doi:10.1117/12.2249131.
18. Sergii V. Sander; Tatiana I. Kozlovska; Valentina B. Vassilenko; Volodymyr S. Pavlov; Andrii Y. Klapouschak, et al. Laser photoplethysmography in integrated evaluation of collateral circulation of lower extremities, *Proc. SPIE* 9816, *Optical Fibers and Their Applications 2015*, 98161K (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229042.
19. Sergii Zlepko, Sergii Sander, Tatiana Kozlovska, Volodymyr Pavlov, Waldemar Wójcik, Laura Yesmakhanova, Oxana Zhirmova, "Analysis of the vascular tone and character of the local blood flow to assess the viability of the body using the photoplethysmographic device," *PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY*, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 5/2017. P. 92-95. - doi:10.15199/48.2017.05.18.

20. Patent of Ukraine A61B 5/02 (2006.01). Optichnyy neinvazivnyy pristryy dlya vyznachennya pereferiyного krovonapovnennya ta saturatsii krovi / Zlepko S.M., sander S.V., Pavlov V.S., Kozlovska T.I., -u 2014 13182, zayavl. 8.12.2014, opubl. 2.05.2015, Bul.. № 9. – 5 s.
21. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
22. Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M. Information Technology in Medical Diagnostics II. London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.

Надійшла до редакції: 14.06.2019р.

ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ – д.т.н., професор, проректор з наукової роботи Вінницького національного технічного університету, м. Вінниця.

ДУМЕНКО ВІКТОРІЯ ПЕТРІВНА – к.т.н., доцент, Вінницький державний педагогічний університет ім. М. Коцюбинського

КОЛІСНИК ПЕТРО ФЕДОРОВИЧ – д.м.н., професор, завідувач кафедри медичної реабілітації та медико-соціальної експертизи, Вінницький національний медичний університет ім. М.Пирогова

КЛАПОУЩАК АНДРІЙ ЮРІЙОВИЧ – магістр, старший викладач, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна