

МОДЕЛЮВАННЯ 3-D МОДЕЛІ ПРЕДСТАВЛЕННЯ ОДНОВИМІРНИХ БІОЛОГІЧНИХ СИГНАЛІВ НА ПРИКЛАДІ ОБРОБЛЕННЯ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМ

В роботі розроблено тривимірну модель поверхні для представлення фотоплетизмографічного сигналу. Запропоновано визначення динамічних кривих як основних параметрів пульсових хвиль для задач моніторингу стану судинного русла. Доведена висока інформативність вказаних функцій для задач моніторингу та діагностики.

Ключові слова: неінвазивні методи, систола, фотоплетизмографія, дикротична фаза, ІЧ-випромінювання, тривимірна модель, пульсова хвиля, геометрична модель біологічного сигналу.

YANINA SKORYUKOVA, SERGI MARCOV, VOLODYMYR PAVLOV

Vinnytsia National Technical University
yanina_skor@mail.ru, machinehead6926@gmail.com

3-D MODELING OF PRESENTATION OF ONE-DIMENSIONAL MODEL OF BIOLOGICAL SIGNAL PROCESSING FOR EXAMPLE PHOTOPLETIZMOGRAMS

Abstract. In the work the three-dimensional surface model to represent of photoplethysmography signal (PPS). A definition of dynamic curves as the main parameters of pulse waves for the tasks of monitoring the state of the vascular vessel. Proven high information content of these features for monitoring and diagnostic tasks.

Keywords: non-invasive methods, photoplethysmography, dicrotic phase, infrared radiation, three-dimensional mode, pulse wave, a geometric model of a biological signal.

Вступ. Одним із сучасних методів діагностики гемодинаміки організму людини, який набуває популярність, є метод фотоплетизмографії, що заснований на випромінюванні та поглинанні світла, яке проходить через ділянку тканини з пульсуючою кров'ю [1]. На відміну від електрокардіографії та реографії, де амплітуда вимірюється в абсолютних значеннях (вольтах і омах відповідно), амплітуда фотоплетизмографічного сигналу вимірюється в відносних одиницях та розраховуються амплітудні показники пульсової хвилі при зміні часу. Відомо, що на точність діагностування методом фотоплетизмографії впливають інструментальні та методичні похибки. Складність аналізу фотоплетизмографічного сигналу також полягає у відсутності єдиної універсальної методики його моделювання та обробки. Фактично, кожна модель фотоплетизмографа має свій алгоритм роботи і метод інтерпретації результату.

Отже, задача полягає в удосконаленні існуючих та розробці нових моделей фотоплетизмографічного сигналу та методів його обробки і аналізу, що дозволять здійснювати моніторинг гемодинаміки та візуалізувати її стан, при цьому підвищити достовірність інтерпретації результатів і, як наслідок, точність діагностики.

Постановка задачі. Метою роботи є розробка 3-D моделі фотоплетизмографічного сигналу та автоматичного методу її обробки, що дозволить поєднати переваги вказаних методів з простотою реалізації та високою достовірністю діагностики, а також, надасть можливість моніторингу динаміки пульсової хвилі та її інформативної візуалізації для відстеження змін стану судинного русла.

Методи дослідження. Усі відомі моделі фотоплетизмографічного сигналу та методи його обробки та аналізу можна поділити на такі групи: 1) графічний; 2) аналітичний; 3) якісний [4].

Для представлення фотоплетизмографічного сигналу тривимірною моделлю надану криву лінію розбивають на N кривих, кількість яких відповідає кількості пульсових хвиль. Отримані криві розташовують таким чином, щоб початок кожної кривої, що відповідає одній пульсовій хвилі, знаходився в одній площині (наприклад, ZOY) (рис. 1). При цьому, відстані між кривими по осі OY мають бути однакові. Кожна з цих кривих може розглядатися як твірна, яка змінюється в процесі руху в певному напрямку (наприклад вектору, перпендикулярному площині проєкцій ZOX). Отже, сукупність вказаних кривих утворює поверхню, яка моделює сигнал, що розглядається, на певному проміжку часу.

На кожній кривій-твірній визначаються характерні точки, а саме, точки початку пульсової хвилі ($C_1...C_N$), точки максимальної швидкості кровонаповнення ($B_1...B_N$), точки максимальної амплітуди пульсової хвилі ($A_1...A_N$), точки спаду дикротичної хвилі ($D_1...D_N$), точка максимальної амплітуди анакротичної складової пульсової хвилі ($E_1...E_N$), точки спаду анакротичної хвилі ($F_1...F_N$). Якщо однойменні точки кривих сполучити між собою, то отримаємо характерні криві, метричні та позиційні характеристики яких та взаємне розташування характеризує.

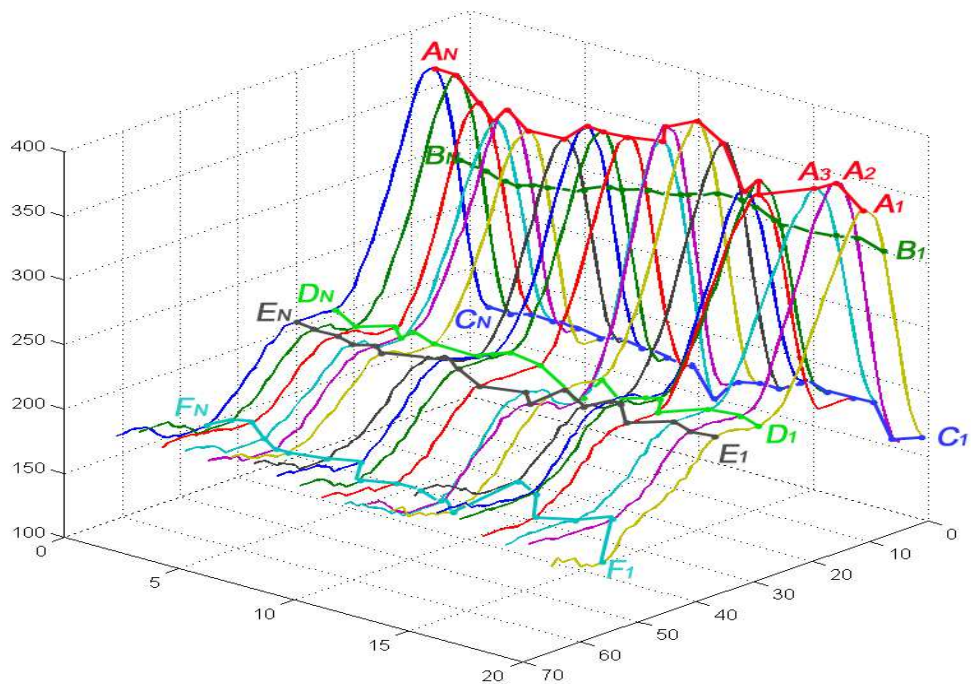


Рис. 1 - Визначення кривих, що характеризують основні параметри пульсових хвиль

Якщо взяти достатньо щільну сукупність кривих, що відповідають пульсовим хвилям (рис.1) та апроксимувати їх (наприклад за допомогою сплайнів), то отримуємо поверхню, яка є також тривимірною моделлю вхідного фотоплетизмографічного сигналу. Приклад такої моделі наведений на рис. 2. При цьому, кольорове забарвлення (при заданому діапазоні кольорів) покращує наочність візуалізації і дає змогу визначення порушень.

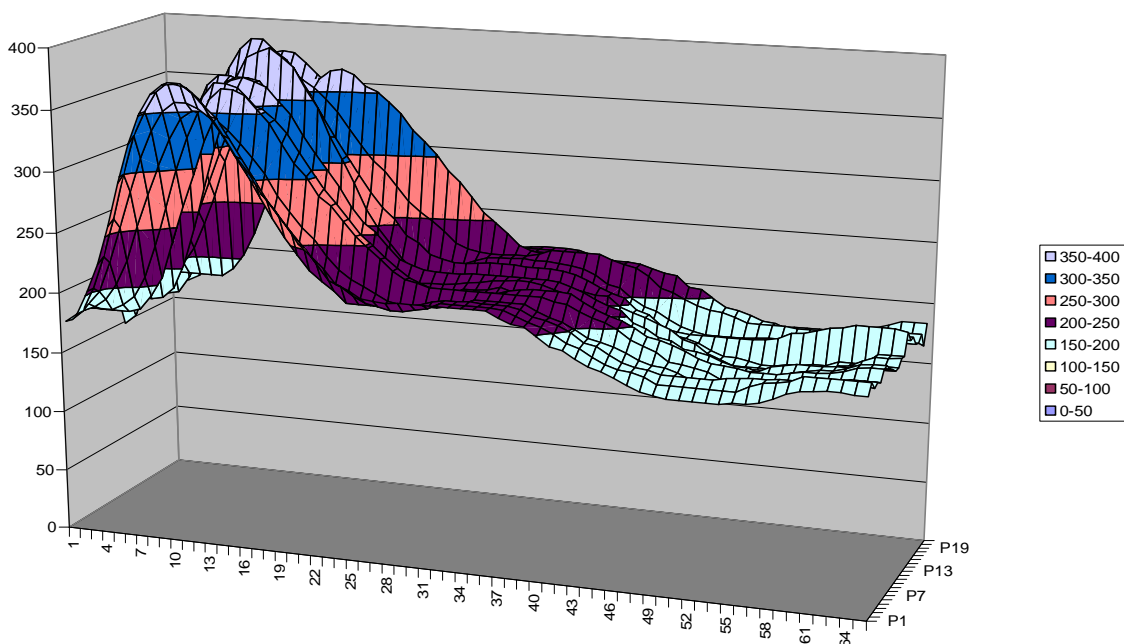


Рис. 2 - Приклад змодельованої поверхні фотоплетизмографічного сигналу

Результати дослідження. Експериментальні дослідження проводилися в двох напрямках: 1) дослідження тривимірної моделі поверхні для визначення порушень мікроциркуляції крові на кінцівках; 2) дослідження структурно-зв'язної моделі для визначення стану гемодинаміки у пацієнтів з вертебрологічними порушеннями. За першим напрямком для досліджень було взято 10 пацієнтів з проблемами кровообігу кінцівок. На кожного пацієнта було встановлено 2 датчики, за допомогою яких знімали фотоплетизмографічні сигнали протягом 1 хвилини. Причому, один датчик було встановлено на завідома здорову кінцівку, а другий - на кінцівку з підозрою на порушення кровообігу. Приклад знятих сигналів наведено на рис. 3.

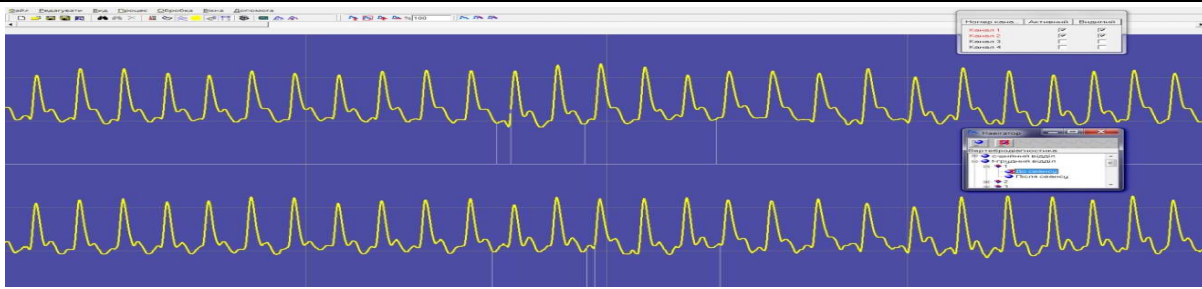


Рис.3 - Приклад інтерфейсу програми для запису фотоплетизмографічних сигналів

Наступним етапом для кожної послідовності сигналів була побудована модель у вигляді поверхні. Приклади таких моделей наведено на рис. 4.

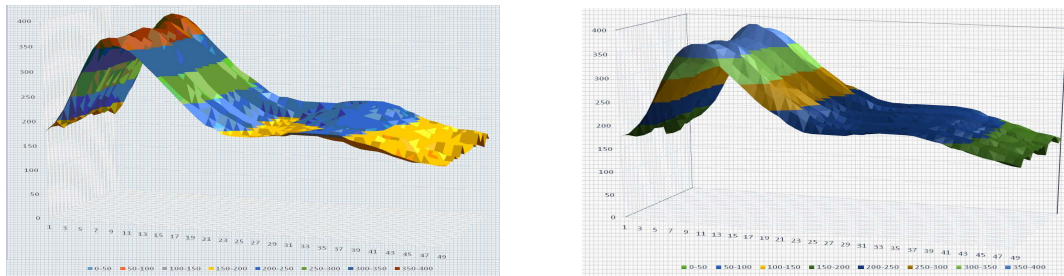


Рис. 4 - Приклади побудованих моделей фотоплетизмографічних сигналів

Висновки. В роботі розроблено 3-D модель поверхні для представлення фотоплетизмографічного сигналу. Доведена ефективність розробленої моделі різницевої поверхні для візуального виявлення ступеню порушень гемодинаміки на кінцівках. Запропоновано визначення динамічних кривих як основних параметрів пульсових хвиль для задач моніторингу стану судинного русла. Використана двовимірна структурно-зв'язна модель для представлення фотоплетизмографічного сигналу. Для вказаного сигналу запропоновано обчислення внутрішньорізових та міжрізових функцій, які в подальшому використовуються для оцінки стану судинного русла людини.

References

1. Physical principles of biomedical optics / [Pavlov S.V., Kozhemiako V.P., Kolesnik P.F., Kozlovska T.I., Dumenko V.P.] - Vinnitsa: NTB, 2010. - 155 p.
2. Moshkevich V.S. Fotopletizmographia (apparatura and method issledovania) / V.S. Moshkevich – Moscow: Mediana, 1970. – 208 p.
3. Opto-electronic devices for diagnosis of peripheral circulation with high reliability / [Pavlov S.V., Kozlovska T.I., Vasilenko V.B.] - Vinnitsa: NTB, 2014. - 140 p.
4. Malinivskyy E.L. Uchebno-methodicheskoe posobie po paltsevoy photopletizmography [Electronic resource]. 2009 / http://www.tokranmed.ru/metod/fpg_clinik_1.htm.
5. Patent of Ukraine 6872. Sposib diagnostiki sudinnih porushen v urazenih hrebetno-ruhomih segmentah ta pristryi dlya realizatsii / Kozemiako V.P., Pavlov S.V., Korotko O.S., Chepornyuk S.V., Markov S.M., Kolesnik P.F. //B.V. "Promislova vlasnist" №9/1 - 1995.
6. Photoplethysmographic technologies of the cardiovascular system control: [monography] / S.V. Pavlov, V.P. Kozhemyako, V.G. Petruk, P.F. Kolisnik – Vinnytsia: UNIVERSUM- Vinnytsia, 2007.– 254 p.
7. Pavlov S.V. Biomedical optic-electronic systems and apparatus. P.I. Neinvazivni methods diagnostiki sertsevo-sudinnoi systemi / S.V.Pavlov, V.P.Kozemiako, V.G.Petruk, P.F.Kolesnik, S.M.Markov – Vinnytsia, 2003. – 142 p.
8. Skoryukova Ya. G., Markov S.M. Structurno-zvyaznistna model photopletizmographichnogo sygnalu // "Optic-Electronic Information-Energy Technology Journal". – 2014.- №2(28). – P. 41-47