

ГЕОМЕТРИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ОДНОВИМІРНИХ БІОЛОГІЧНИХ СИГНАЛІВ

Вінницький національний технічний університет

Анотація

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.

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].

Фотоплетизмографія — метод дослідження судинного тону та кровотоку в судинах різного калібру, заснований на графічній реєстрації пульсуючих та більш повільних коливань об'єму будь якої частини тіла, пов'язаних з динамікою кровонаповнення судин [2]. Досліджувану ділянку тканини просвічують інфрачервоним світлом, яке після розсіювання або відбиття (в залежності від конструкції оптичного сенсора), попадає на фотоприймач. Інтенсивність світлового потоку, відбитого або розсіяного цією ділянкою тканини (органу), пропорційно кількості крові, яка в ній знаходиться.

Постановка задачі. 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 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 проєкції ZOX). Отже, сукупність вказаних кривих утворює поверхню, яка моделює сигнал, що розглядається, на певному проміжку часу.

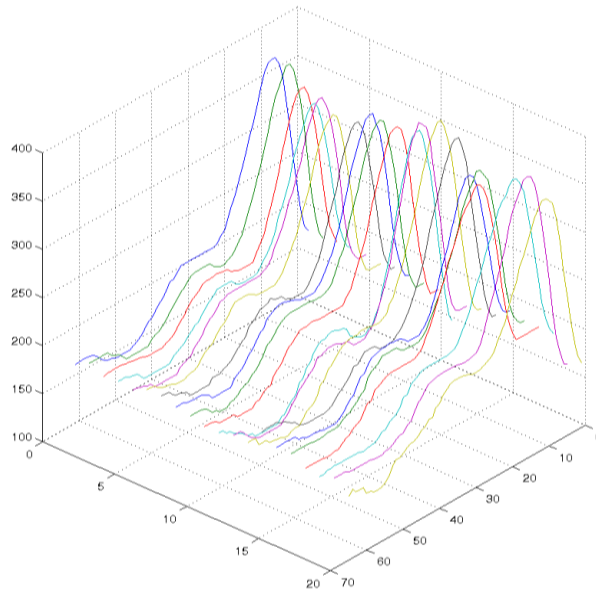


Рис.1 - Розташування кривих, що відповідають пульсовим хвилям

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 диастолічної 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

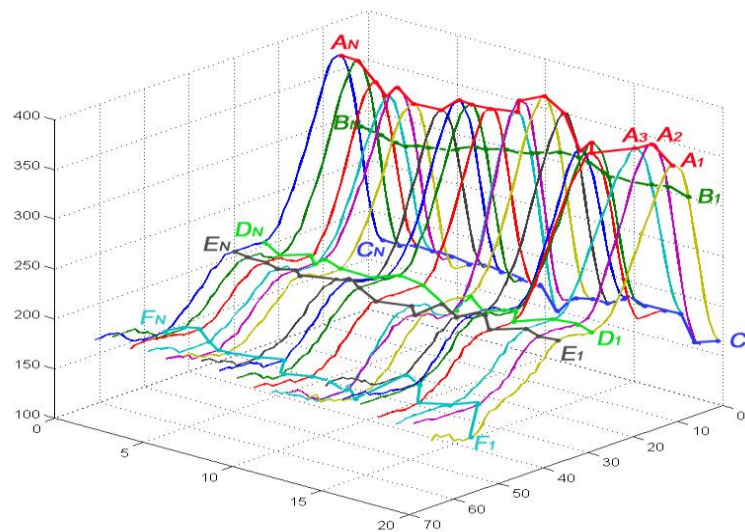


Рис. 2 - Визначення кривих, що характеризують основні параметри пульсових хвиль

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. 3. При цьому, кольорове забарвлення (при заданому діапазоні кольорів) покращує наочність візуалізації і дає змогу визначення порушень.

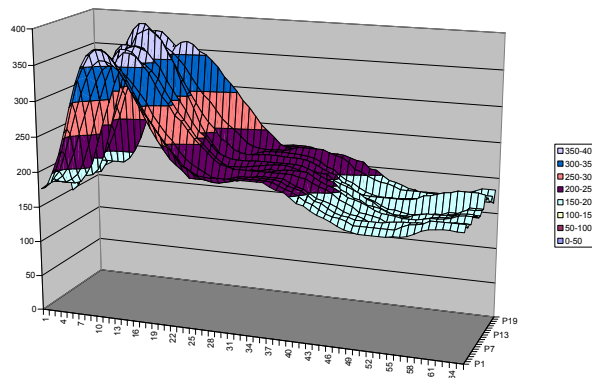


Рис. 3 - Приклад змодельованої поверхні фотоплетизмографічного сигналу

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. 4.

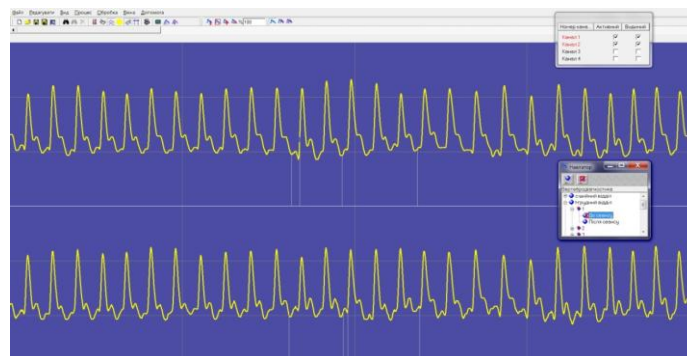


Рис.4 - Приклад інтерфейсу програми для запису фотоплетизмографічних сигналів

Наступним етапом для кожної послідовності сигналів була побудована модель у вигляді поверхні. Приклади таких моделей наведено на рис. 5.

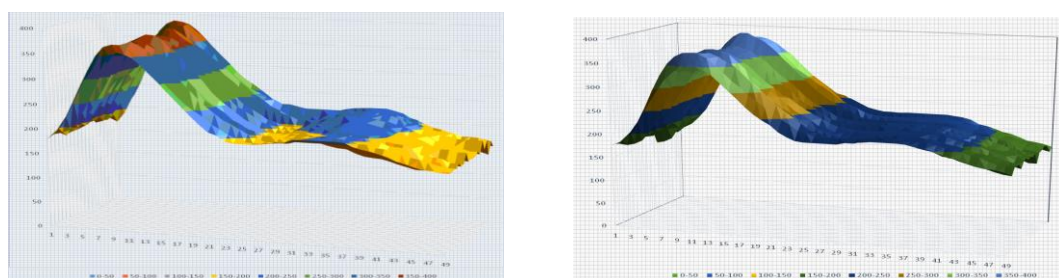


Рис. 5 - Приклади побудованих моделей фотоплетизмографічних сигналів

Висновки

В роботі розроблено тривимірну 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.

В роботі використана двовимірною структурно-зв'язнісна модель для представлення фотоплетизмографічного сигналу. Для вказаного сигналу запропоновано обчислення внутрішньозрізових та міжзрізових функцій, які в подальшому використовуються для оцінки стану судинного русла людини.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Павлов С. В. Фізичні основи біомедичної оптики : монографія / [Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Колісник П. Ф. та ін.]. – Вінниця : ВНТУ, 2010. – 152 с.
2. Мошкевич В. С. Фотоплетизмография (аппаратура и методы исследования). / В. С. Мошкевич – Москва : Медицина, 1970. – 208 с.
3. Павлов С. В. Оптико-електронні засоби діагностування патологій людини, пов'язаних з периферічним кровообігом : монографія / [Павлов С. В., Козловська Т. І., Василенко В. Б.]. – Вінниця : ВНТУ, 2014. – 140 с.
4. Малиновский Е. Л. Учебно-методическое пособие по использованию пальцевой фотоплетизмографии [Электронный ресурс]. 2009. Режим доступа http://www.tokranmed.ru/metod/fpg_clinik_1.htm.
5. Патент України 6872. Спосіб діагностики судинних порушень в уражених хребетно-рухомих сегментах та пристрій для його здійснення / Кожем'яко В. П., Павлов С. В., Коротко О. Ш., Чепорнюк С. В., Марков С. М., Колесник П. Ф. //Б.В. "Промислова власність" №9/1 - 1995.
6. Павлов С. В. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи : [Монографія] / С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, В. Г. Петрук та ін. – Вінниця : УНІВЕРСУМ - Вінниця, 2007. – 254 с.
7. Павлов С. В. Біомедичні оптико-електронні системи і апарати. Ч.1. Неінвазивні методи діагностики серцево-судинної системи / С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, В. Г. Петрук, П. Ф. Колісник, С. М. Марков – Вінниця, 2003. – 142 с.
8. Скорюкова Я. Г., Мельник О. П., Кормановський С. І., Марков Д. С. Моделирование геометрических структур за признами зв'язності для задач розпізнавання // Міжвідомчий науково-технічний збірник «Прикладна геометрія та інженерна графіка», Київ, 2011, випуск № 87, с.342-346.
9. Скорюкова Я. Г., Марков С. М. Структурно-зв'язнісна модель фотоплетизмографічного сигналу // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології". – 2014.- №2(28). – С. 41-47

Скорюкова Яніна Германівна— канд. техн. наук, доцент, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, e-mail: yanina_skor@mail.ru

Павлов Володимир Сергійович — студент групи О-15б, факультет комп'ютерних систем та автоматики, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, e-mail: machinehead6926@gmail.com

Науковий керівник: **Скорюкова Яніна Германівна**— канд. техн. наук, доцент, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, e-mail: yanina_skor@mail.ru ;

Skoryukova Yanina G. – Ph.D. , docent , Vinnytsia National Technical University. Vinnitsa, e-mail: yanina_skor@mail.ru

Pavlov Volodymyr S. - student of O-15b, Faculty of Computer Systems and Automation, Vinnytsia National Technical University. Vinnitsa, e-mail: machinehead6926@gmail.com

Supervisor: **Skoryukova Yanina G.** –Ph.D. , docent , Vinnytsia National Technical University. Vinnitsa, e-mail: : yanina_skor@mail.ru