

ДОСЛІДЖЕННЯ ТРИВИМІРНОЇ МОДЕЛІ ПОВЕРХНІ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ПОРУШЕНЬ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ КРОВІ НА КІНЦІВКАХ

Вінницький національний технічний університет

Анотація

В роботі використано тривимірну модель поверхні для представлення послідовності фотоплетизмографічних сигналів. Розроблено геометричну модель різницевої поверхні для візуального виявлення ступеню порушень гемодинаміки на кінцівках. Доведено її високу ефективність.

Ключові слова: неінвазивні методи, фотоплетизмографія, ІЧ-випромінювання, тривимірна модель, пульсова хвиля, геометрична модель.

Abstract

The three-dimensional model of surface is in-process used for presentation of sequence of photoplethysmographic signals. The geometrical model of difference surface is worked out for the visual exposure of degree of violations of hemodynamics on extremities. It is well-proven high efficiency.

Keywords: non-invasive methods, photoplethysmography, infrared radiation, three-dimensional model, pulse wave, a geometric model.

В наш час велику популярність набувають методи неінвазивної діагностики здоров'я людини. Серед цих методів набуває розповсюдження фотоплетизмографічний метод оцінки стану кров'яного русла та судинної системи. Метод заснований на випромінюванні та поглинанні світла, яке проходить через ділянку тканини з пульсуючою кров'ю [1]. 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 (органа), пропорційно кількості крові, яка в ній знаходиться. Результатом, що фіксується на виході датчика є пульсова хвиля, яка представляє собою одновимірну періодичну криву.

Відомі методи аналізу цієї кривої зводяться або до її візуальної оцінки фахівцем, або обчислення певних параметрів, таких як амплітудне значення анакротичної фази, пік пульсової хвилі, відповідний дикротичному періоду пульсової хвилі, амплітуда анакротичної хвилі, тривалість анакротичної фази та дикротичної фази, період пульсової хвилі та ін., або застосування до фотоплетизмографічного сигналу Фур'є перетворення з подальшим його дослідженням [1-5].

Візуальна оцінка потребує певного досвіду і кваліфікації людини, яка її здійснює. При цьому виключається можливість автоматизації процесу. Визначення певних графічних параметрів пульсової хвилі за її графічним представленням пов'язане з багатьма умовами, які накладаються при знятті сигналу, оскільки кожна пульсова хвиля за своїми параметрами відрізняється від інших. Програмні ж реалізації Фур'є- та вейвлет-перетворень з подальшим статистичним аналізом достатньо складні і потребують великої кількості апаратно-програмних ресурсів.

Для досліджень було взято 20 пацієнтів з проблемами кровообігу кінцівок. На кожного пацієнта було встановлено 2 датчики, за допомогою яких знімали фотоплетизмографічні сигнали на протязі 1 хвилини. Причому, один датчик було встановлено на завідома здорову кінцівку, а другий - на кінцівку з підозрою на порушення кровообігу (рис. 1).

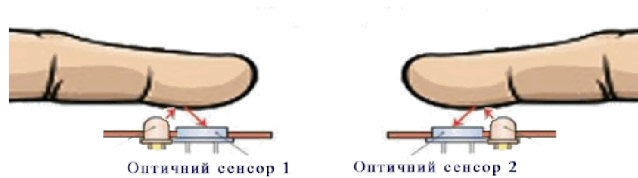


Рисунок 1 - Приклад реєстрації фотоплетизмографічних сигналів

Приклад знятих сигналів наведено на рис. 2.

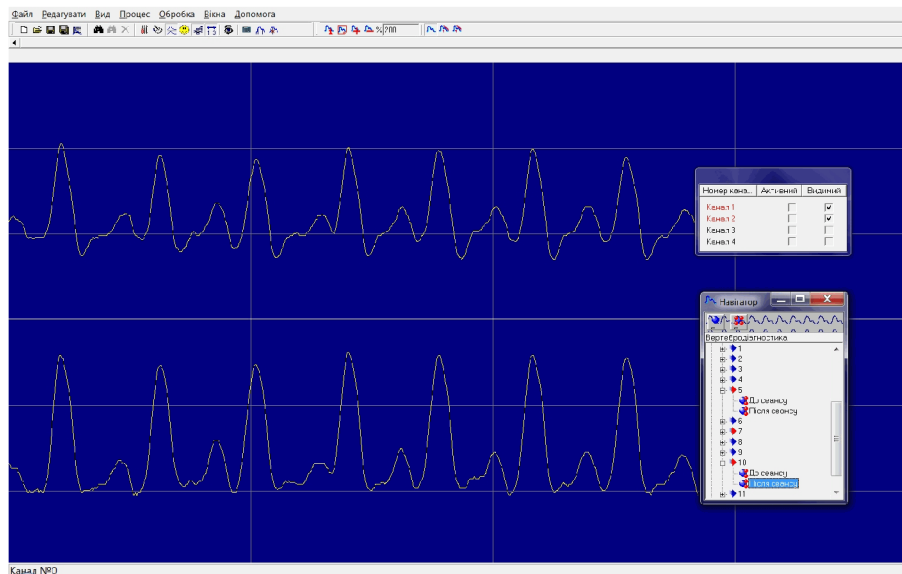


Рисунок 2 - Приклад інтерфейсу програми для запису фотоплетизмографічних сигналів

Наступним етапом для кожної послідовності сигналів була побудована модель у вигляді поверхні. Для цього певну кількість пульсових хвиль було представлено у цифровому вигляді. Отриману послідовність чисел перетворено в двовимірну матрицю, в якій кожен рядок представляє послідовність значень сигналу в межах однієї пульсової хвилі. Кількість пульсових хвиль, що розміщують в матриці - це кількість рядків. Кількість стовбців визначається частотою дискретизації сигналу за часом. Оскільки період кожної пульсової хвилі не є постійною величиною і має імовірнісний характер розподілу, то його нормалізують таким чином, щоб кількість значень в кожному рядку матриці було однаковим. Отже, послідовність з N пульсових хвиль представляється матрицею $A(M,N)$, де M - кількість стовбців матриці. Кожне значення елементу вказаної матриці - це дискретизоване за рівнем значення сигналу [6, 7].

Якщо значення M і N розподілити по осях OX і OY відповідно, а рівень сигналу по осі OZ звичайної декартової системи координат, при цьому провівши апроксимацію між точками, то отримаємо поверхню, яка буде відповідати знятим фотоплетизмографічним сигналам [7]. Приклад такої моделі наведено на рис. 3.

Для з'ясування близькості сигналів, отриманих одночасно двома датчиками, знаходять різницю по модулю між двома матрицями, що відповідають побудованим поверхням [8]. Отриману різницеву матрицю представляють також у вигляді поверхні. Приклади таких моделей наведено на рис. 4, 5.

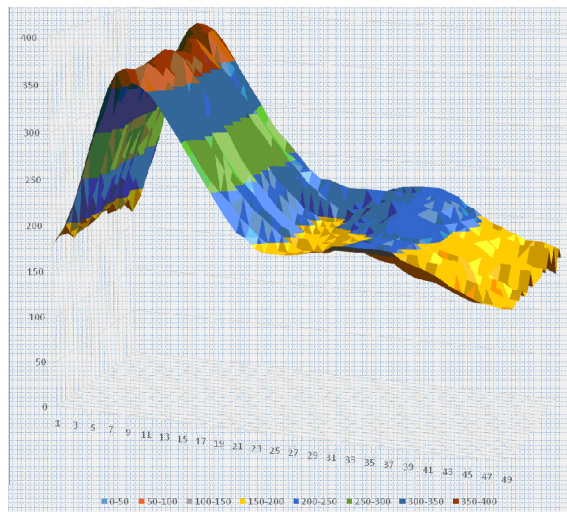


Рисунок 3 - Приклад тривимірної моделі поверхні фотоплетизмографічних сигналів

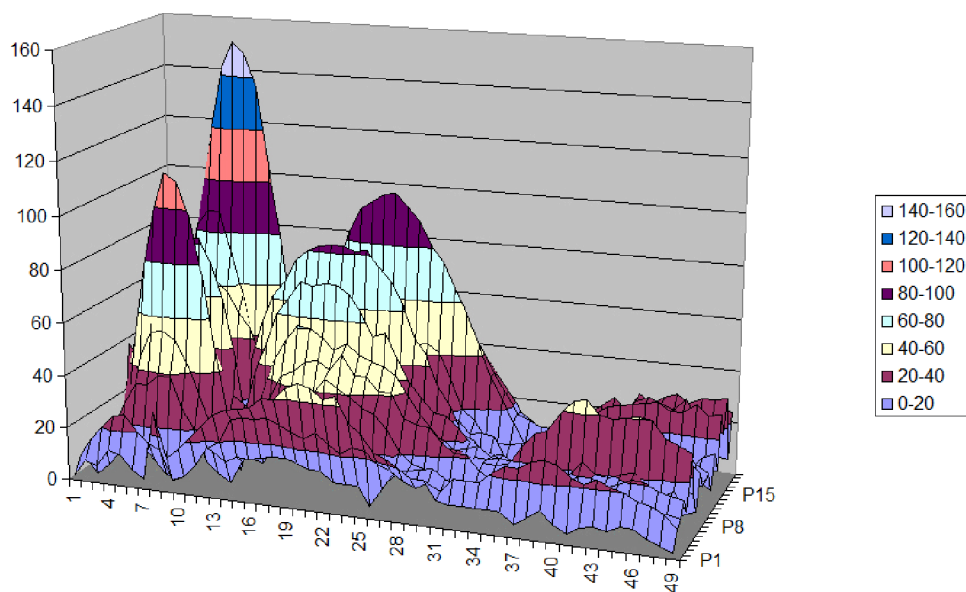


Рисунок 4 - Приклад різницевої поверхні при суттєвому порушенні кровообігу

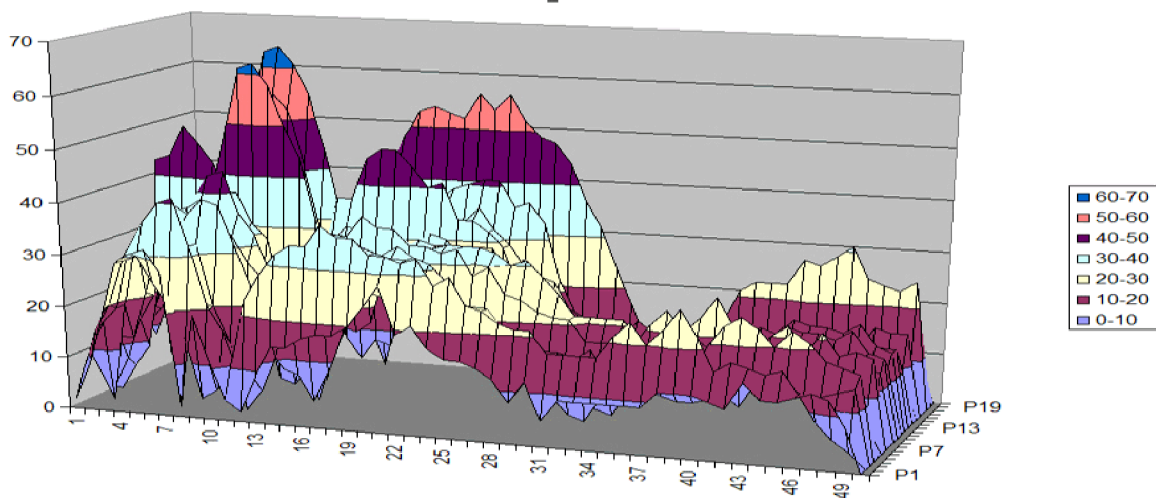


Рисунок 5 - Приклад різницевої поверхні при незначному порушенні кровообігу

В порівняльну таблицю було внесено результати візуальної оцінки різницевих поверхонь та результати оцінки порушень фахівцем-експертом за класичним графічним методом. Деякі з цих результатів наведено в табл. 1.

Таблиця 1.

Приклади результатів експерименту

№ пацієнта	Візуальна оцінка різницевої поверхні (ступінь порушення)	Експертна оцінка за графічним методом (ступінь порушення)
1	висока	вище середнього
2	низька	низька
3	середня	нижче середнього
4	середня	середня
5	вище середнього	вище середнього

За результатами експерименту виявлено 80% збігу результатів за вказаними методами.

Для обробки та аналізу отриманих фотоплетизмограм було використано програмно-технічний комплекс WOSTEO, розроблений на кафедрі лазерної та оптоелектронної техніки.

Програма WOSTEO_DAT - оцифровує та зберігає значення пульсових хвиль з довільною кількістю періодів. Програма WOSTEO_MAP - автоматично розбиває послідовність пульсових хвиль на періоди і формує напівтонове зображення. Програма WOSTEO_FUN - реалізує алгоритм моделювання побудованих зображень та розраховує значення внутрішньозрізової, міжзрізової зв'язаності та будує відповідні гістограми.

Висновки

В роботі використана тривимірна модель поверхні для представлення фотоплетизмографічного сигналу для візуалізації та моніторингу стану судинного руслу. Розроблена модель різницевої поверхні для візуального виявлення ступеню порушень гемодинаміки на кінцівках. Доведена її ефективність.

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. 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.
3. Малиновский Е. Л. Учебно-методическое пособие по использованию пальцевой фотоплетизмографии [Электронный ресурс]. 2009. Режим доступа http://www.tokranmed.ru/metod/fpg_clinik_1.htm.
4. 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.
5. 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.
6. Скороюкова Я. Г., Мельник О. П., Кормановський С. І., Марков Д. С. Моделювання геометричних структур за ознаками зв'язності для задач розпізнавання // Міжвідомчий науково-технічний збірник «Прикладна геометрія та інженерна графіка», Київ, 2011, випуск № 87, с. 342-346.
7. Скороюкова Я. Г., Марков С. М. Структурно-зв'язнісна модель фотоплетизмографічного сигналу // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології". – 2014.- №2(28). – С. 41-47

8. Скорюкова Я. Г. Моделювання 3-D моделі представлення одновимірних біологічних сигналів на прикладі оброблення фотоплетизмограм / Скорюкова Я. Г., Марков С. М., Павлов В. С. // Матеріали Шістнадцятої міжнародної науково-технічної конференції “Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах” (10-15 червня 2016 р., м. Одеса) : зб. тез доп. – Одеса, 2016. – С. 140-143. Режим доступу: http://journals.khnu.km.ua/vottp/pdf/pdf_full/vottp-2016-konf.pdf

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

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: yaninaskorukova@gmail.com

Skoryukova Yanina G. – Ph.D., docent, Vinnytsia National Technical University. Vinnitsa, e-mail: yaninaskorukova@gmail.com

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: yaninaskorukova@gmail.com