

## ГЕОМЕТРИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ОДНОВИМІРНИХ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ

Скорюкова Я., Злепко С., Павлов В., Отришко В.

*Вінницький національний технічний університет*

**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].

**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.

**Метод.** 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.

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 фотоплетизмографічний сигнал.

Якщо взяти достатньо щільну сукупність кривих, що відповідають пульсовим хвилям (рис. 2), 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.

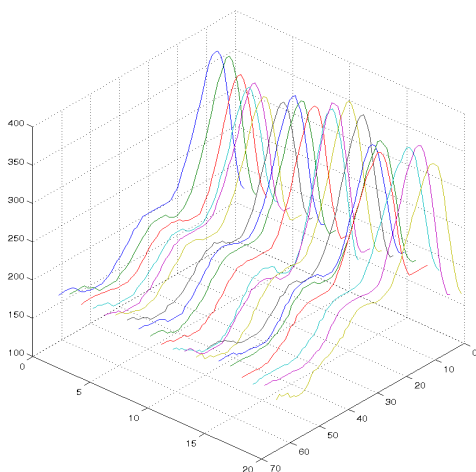


Рис. 1. Розташування кривих, що відповідають пульсовим хвилям

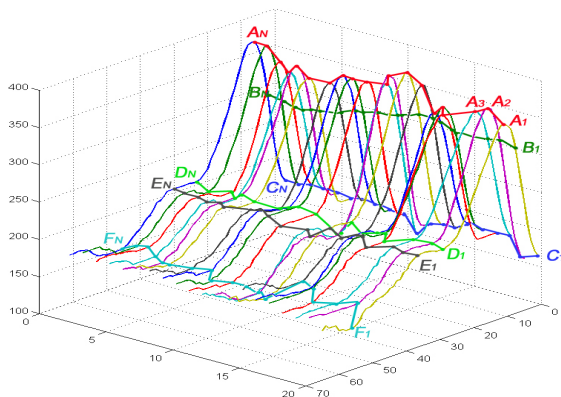


Рис. 2. Визначення кривих, що характеризують основні параметри пульсових хвиль

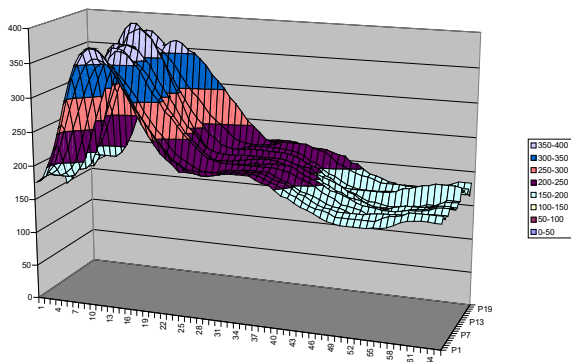


Рис. 3. Приклад змодельованої поверхні фотоплетизмографічного сигналу

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

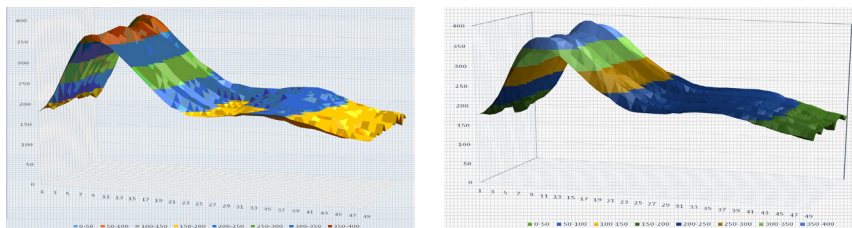


Рис. 4. Приклади побудованих моделей фотоплетизмографічних сигналів

**Висновки.** В роботі розроблено 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 завдань моніторингу стану судинного русла.

### Список використаної літератури

1. Павлов С.В. Фізичні основи біомедичної оптики / С.В.Павлов, В.П.Кожем'яко, П.Ф.Колісник та ін.– Вінниця: ВНТУ, 2010.– 152 с.

2. Мошкевич В.С. Фотоплетизмография (аппаратура и методы исследования).– М.: Медицина, 1970.– 208 с.

3. Павлов С.В. Оптико-электронні засоби діагностування патологій людини, пов'язаних з периферичним кровообігом / С.В.Павлов, Т.І.Козловська, В.Б.Василенко.– Вінниця: ВНТУ, 2014.– 140 с.

4. Павлов С.В. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи / С.В.Павлов, В.П.Кожем'яко, В.Г.Петрук та ін.– Вінниця: Універсум, 2007.– 254 с.

## ОБНАРУЖЕНИЕ МАГНИТНЫХ НАНОЧАСТИЦ В БИОЛОГИЧЕСКОЙ СРЕДЕ

Бондаренко И.С. Аврунин О.Г.

*Харьковский национальный университет радиоэлектроники,  
кафедра биомедицинской инженерии  
61166 Украина, г. Харьков, пр. Науки, 14,  
тел.: (057) 702-13-64, e-mail: igor.bondarenko@nure.ua, oleg.avrunin@nure.ua*

**Введение.** В настоящее время активно разрабатываются технологии адресного транспорта лекарств в биологической среде с помощью наночастиц естественного и искусственного происхождения. Ко вторым относятся магнитные наночастицы (МНЧ), имеющие лекарственное и защитное покрытие. Обычно используются МНЧ на основе магнетита ( $Fe_3O_4$ ); их размеры составляют от десятков до сотен нанометров ( $1 \text{ нм} = 10^{-9} \text{ м}$ ). а допустимая концентрация в биологической среде не превышает 5%.

При использовании МНЧ во внешнем постоянном магнитном поле важную роль играет их намагниченность ( $J$ ). Она связана с величиной магнитного момента ( $M$ ) каждой из МНЧ, который равен  $M = V \times J$  ( $V$  – объем МНЧ). Величина  $J$  зависит от материала МНЧ и ее магнитного состояния. Обычно получают МНЧ в однодоменном магнитном состоянии. В однородном постоянном магнитном поле вектор  $M$  ориентируется вдоль поля подобно магнитной стрелке компаса. Наибольшее значение  $J$  достигает 1 Тл. При этом существует проблема определения концентрации МНЧ в патологической области биологической среды.

**Сущность работы.** Ранее единственным бесконтактным методом обнаружения МНЧ был ядерный магнитный резонанс материала МНЧ. В настоящее время разработан и начинает применяться