

лятора. При цьому останнє рівняння прийме вигляд:

$$\vec{E}_4(\vec{R}) \approx \frac{1}{4\pi} \int_{z'=-h}^h \int_{\varphi'=-\pi}^{\pi} \left[i\omega \cdot B_{\varphi'4}(b, z') \Psi z' - E_{z'4}(b, z') \varphi' \cdot grad \Psi + E_{r'4}(b, z') grad \Psi \right] \cdot bd\varphi' dz'.$$

Координати r', φ', z' вказують положення джерела на поверхні ізолятора, а координати r, φ, z - положення точки навколишнього середовища, в якому і визначається поле.

Висновки

При розрахунку теплового поля (розподілі температури в біооб'єкті) необхідно розрахувати розподіл електричного поля (напруженості електричного поля) в біооб'єкті, яке є джерелом тепла, що дає змогу визначити розподіл температури. Подальшим розвитком задачі має бути моделювання нестационарного теплового поля, що має місце у реальному біооб'єкті.

Література

1. Шульман З.П., Маркова Л.В. и др. Биотепловая задача гипертермии, АНК «Институт тепло- массообмена им. А.В. Лыкова», Минск 1991, 35 с.
2. Кинг Р., Смит Т. Антенны в материальных средах т.1, 2 – М.: Мир, 1984, 824 с.

Голощанов А.В. Електростатическая модель аппликатора для гипертермии Рассматривается конструктивная особенность аппликаторов для гипертермии возможность расчета электромагнитных полей и распределение температуры в биотканях при лечении гиперплазии предстательной железы.	Goloschapov A.V. Electrostatic model applicators for hyperthermia The structural feature of applicators is examined for hyperthermia that possibility of calculation of the electromagnetic fields and division of temperature in biotkanях at treatment of hyperplazia of peredmikhurovoy gland.
---	--

УДК 615.47

АНАЛІЗ ШЛЯХІВ БОРОТЬБИ З АРТЕФАКТАМИ ПРИ РЕЄСТРАЦІЇ ПУЛЬСОВОЇ ХВИЛІ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНИМ МЕТОДОМ

Мосійчук В. С.

Розглянута завадостійкість фотоплетизмографічного методу, запропоновано засоби боротьби з артефактами механічного та оптичного походження.

Вступ. Постановка задачі

Пульсові коливання - тонкий показник функціонального стану серцево-судинної системи і організму в цілому, тому медицина завжди приділяла особливу увагу їх дослідженню [1]. Потенційні можливості біомедичної апаратури для аналізу стану серцево-судинної системи, залежать від вибраного методу реєстрації пульсової хвилі (ПХ). При цьому актуальним є забезпечення завадостійкості апаратури, стабільності в роботі при артефактах значного рівня, різного походження. Вирішення цієї задачі дозволить вткористати системи пульсової діагностики для широкого застосування, зокрема, в спортивній медицині, для реабілітації хворих, ін.

Аналіз особливостей реєстрації ПХ фотоплетизмографічним методом

Фотоплетизмографічний метод фіксує зміну об'єму органу або його частини у зв'язку з динамікою його кровонаповнення протягом серцевого циклу. Фотоплетизмограма, що отримується після обробки сигналу фотоприймача, характеризує стан кровотоку в місці розташування сенсора. Неінвазивна фотооптична технологія дослідження крові і біотканини, що заснована на аналізі спектрів відбивання і пропускання (або поглинання) ділянок тіла людини [2], забезпечує високу точність вимірювань при мінімальному впливі на пацієнта. Переваги даного методу характеризуються простотою сенсора та відсутністю електричного контакту. Проблемами фотоплетизмографічного методу є широкий діапазон варіацій властивостей об'єкта дослідження - пігментація та товщина шкіри, рівень артеріального тиску тощо. Великий рівень мають артефакти оптичного, електричного, механічного та температурного походження [2]. Традиційні методи боротьби з артефактами зводяться до створення спеціальних умов для пацієнта, наприклад положення тіла, відсутність механічних рухів, тремтіння. За правильністю та точністю накладення сенсора має слідкувати лікар [3]. Саме ці недоліки значно обмежують використання фотоплетизмографічного методу.

Артефакти фотоплетизмографічного методу:

Задача боротьби з *артефакти електричного походження*, розв'язується традиційними способами, які полягають у виділенні корисного сигналу на виході фотоприймача. Для зменшення синфазної завади використовуються диференційні підсилювачі. Крім того на сигнал впливають власні шуми фотоприймача та підсилювача – на даний час розв'язані задачі. Більший інтерес викликають завади зовнішнього походження в умовах неможливості зменшення їх рівня.

Артефакти механічного походження. Як правило джерелом їх є користувач або пацієнт. Якщо це тремтіння тіла людини (10-15 Гц) або ненавмисні пульсації тканини [4] в місці розташування фотоплетизмографічного сенсора, то зменшити цей вплив можливо сильнішим притисненням до тіла. Але при такому підході виникає загроза впливу на локальний кровоток у зв'язку з впливом конструкції самого сенсору на розташовані під ним судини [5]. Це об'єктивно відобразиться і на зареєстрованій ПХ. Крім того даний спосіб не може усунути повністю вплив рухів людини - ходь-

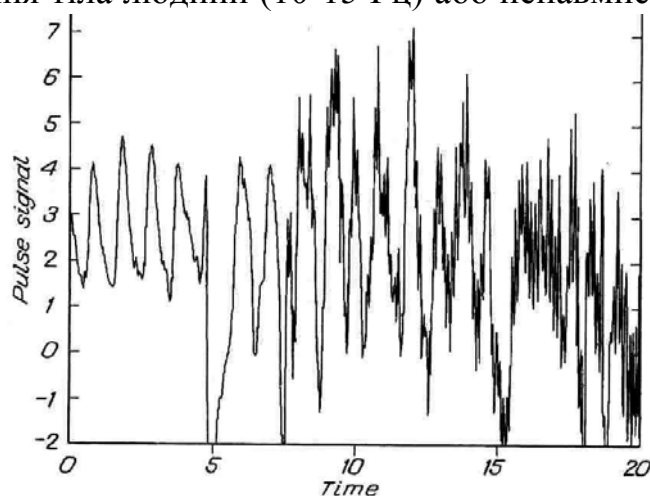


Рис. 1 Пульсовий сигнал, спотворений артефактами механічного походження

ба, біг, ін. (див. рис. 1). Для цього в [6] запропоновано використання додаткового сенсора прискорення, сигнал з якого обробляється і вираховується з сигналу ПХ. Теоретично вплив на ПХ-хвилю визначається як: $Sd = Sr + Sl$, де Sd - сигнал на виході детектора, Sr - шкідлива компонента на виході детектора, що є наслідком рухів, Sp - корисна компонента на виході детектора, що дорівнює $Sp = Sd - Sr'$, де Sr' - отримується внаслідок приведення сигналу на виході сенсора прискорення до форми ПХ. Похибка ΔSr , що утворюється внаслідок складного впливу механічного артефакту на сигнал ПХ, дорівнюватиме $\Delta Sr = Sr - Sr'$.

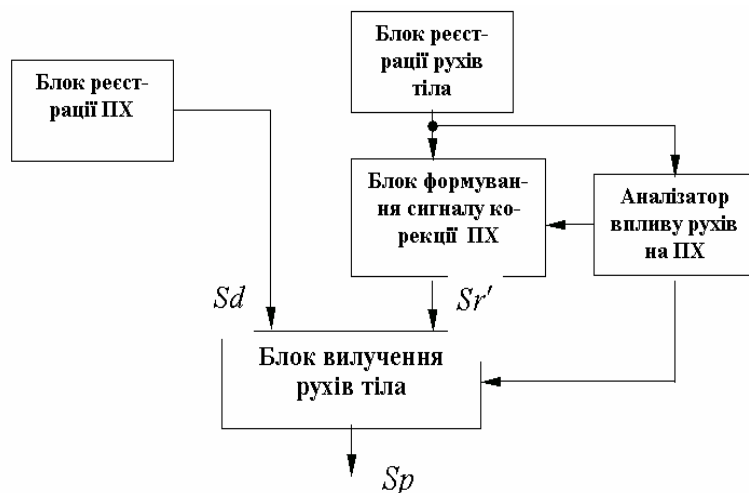


Рис. 2. Схема вилучення механічних артефактів

Складність полягає в тому що досягти мінімізації похибки можливо лише експериментальним шляхом. При цьому взагалі не враховуються індивідуальні особливості кожної людини. Тому важливим є розробка способів зменшення похибки ΔSr та адаптації розглянутого методу боротьби з механічними артефактами до конкретної людини. Слід зазначити, що ΔSr також може вносити додаткові похибки в точність отриманого сигналу, що примушує використовувати пороговий рівень для детектора рухів, сигнал з якого підлягає додатковій обробці згідно наведених співвідношень. Блок-схема способу боротьби з механічними артефактами, показана на рис.2

Артефакти оптичного походження: Внаслідок використання чутливих фотоприймачів, великий вплив на останні мають завади сторонніх джерел світла. Переважно це сонячне, денне світло. Найпростіший метод боротьби з цим явищем - створення конструкції детектора ПХ таким чином, щоб стороннє світло не потрапляло на фотоприймач. Але це не може повністю усунути даний артефакт, оскільки стороннє світло може проходити через тканини

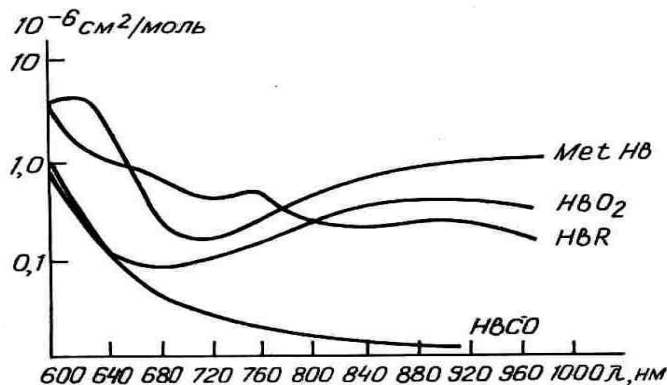


Рис.3. Спектри поглинання різних форм гемоглобіну

тіла і потрапляти на вхід фотоприймача. В [6] пропонують усунути дію такого артефакту зміною діапазону, а саме перейти до довжини хвилі з проміжку 300-600 нм, що є спектром синього світла. При цьому фотоприймач має мати чутливу зону не більше 600 нм. Стороннє світло не проходить через шкіру (або, щонайменше, не впливає на фотоприймач). З рис. 3 [7] видно, що чутливість при цьому може збільшитись за рахунок більшого поглинання світла вказаних довжин хвиль гемоглобіном. Цей факт свідчить про доцільність досліджень, спрямованих на вибір оптимальної довжини хвилі при використанні описаного методу, адже основною довжиною хвилі світла в традиційному сенсорі на сьогодні є 810 нм.

Висновки

В роботі розглянуто завади фотоплетизмографічного методу і запропоновано шляхи боротьби з механічними завадами за допомогою додаткового сенсору прискорення. Відмічена можливість зменшення дії оптичних артефактів при зміні діапазону довжин хвиль сенсору.

Актуальними постають задачі моделювання, проведення експериментів з метою набору статистичних даних для вироблення та підтвердження адекватності критеріїв впливу додаткових сенсорів на сигнал ПХ. Цікавими, з практичної точки зору, залишаються дослідження температурних впливів на сигнал ПХ та можливість його корекції на підставі інформації про розподіл температури кінцівки.

Література

1. Терехова Л.Г. Практические вопросы сфигмографии.-Л.:Медицина, 1968.- 119 с.
2. Колесникова Т.А. Система діагностики захворювань серцево-судинної системи на основі моніторингу показників пульсової хвилі: Автореф.дис.канд.техн.наук: 05.11.17. К., 2004. 16 с.
3. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы: Справочник / Под ред. Т.С. Виноградовой. М.: Медицина, 1986. - 230 с.
4. Волков В.Я., Гладков Ю.М., Завдский В.К., Иванов В.П. Повышение достоверности и точности пульсоксиметрии с помощью встроенной экспертной системы // Медицинская техника.- 1993.- №3.- С.14-19.
5. Гуревич М.И., Берштейн С.А. Основы гемодинамики. К.: Наукова Думка, 1979. 340 с.
6. Пат. 69832782 Т2 Німеччина, МКИ А 61 В 5/02. Vorrichtung zur Pulswellenuntersuchung/Amano та ін.; Seiko Epson Corp.; Заявка 14.12.05; Публ. 21.09.06.
7. Кузьмич В.В., Жаров В.П. Основные принципы и особенности транскутанной «отражательной» оксиметрии // Медицинская техника.- 1993.- №3.- С.36-42.

Мосийчук В. Анализ способов борьбы с артефактами при регистрации пульсовой волны фотоплетизмографическим методом Рассмотрена помехоустойчивость фотоплетизмографического метода, предложены способы борьбы с артефактами механического и оптического происхождения.	Mosiychuk V. The analysis of ways of struggle against artefacts at registration pulse waves a method photoplethysmography Examines a noise stability a method photoplethysmography. Is surveyed, ways of struggle against artefacts of a mechanical and optical parentage are offered.
--	---