

ЗУДОВ О. М.

МЕТОДИ БОРОТЬБИ ІЗ ЗАВАДАМИ І АРТЕФАКТАМИ У ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ

Розглянуто можливі шляхи вирішення проблем, що виникають при реєстрації плетизмограм і вимірюванні частоти пульсу. Подано аналіз різноманітних засобів боротьби із завадами і артефактами, а також рекомендації щодо застосування цих засобів.

В сучасній медицині вимоги до вірогідності діагностичної інформації, зокрема, плетизмографічної, високі, тому при розробці електронних діагностичних систем необхідно приділяти особливу увагу усуненню дії завад і артефактів, які можуть призвести до помилок у роботі апаратури і до одержання невірних даних.

Основні проблеми, що виникають при обробці плетизмограми, це: 1) вплив дихальних артефактів; 2) дія мережних електричних наводок; 3) вплив рухових артефактів; 4) труднощі, пов'язані з виділенням періоду плетизмограми для вимірювання частоти серцевих скорочень (ЧСС).

Основний прояв впливу дихання – це так звані «повільні хвилі», які являють собою інфранизькочастотний сигнал (частоти 0,1...0,5 Гц відповідають частоті дихання), що накладається на основний сигнал пульсової хвилі. Повільні хвилі, обумовлені в фотоплетизмографії зміною коефіцієнту відбиття крові внаслідок окислювання гемоглобіну (сатурації), а також іншими процесами в організмі, можуть в декілька разів перевищувати по амплітуді корисний сигнал. Це призводить до збільшення динамічного діапазону сигналу, що тягне за собою, з одного боку, насичення підсилювачів, а з іншого боку, до необхідності збільшення розрядності АЦП в разі, якщо плетизмограма обробляється за допомогою ЕОМ. Тому дихальні хвилі повинні бути відфільтровані.

Згідно проведених нами експериментів, в яких брали участь понад 30 осіб віком від 20 до 50 років, виявили, що із збільшенням частоти дихання амплітуда повільних хвиль зменшується, і при наближенні частоти дихання до ЧСС вони стають практично непомітними. Це дає підстави вважати за можливе позбавлятися їх за допомогою частотної селекції, тобто за допомогою ФВЧ. Для задовільної редукції достатньо фільтру 3-го порядку з частотою зрізу 0,7 Гц.

Окрім того, знизити вплив дихання в фотоплетизмографії можна, використовуючи випромінювач датчику, що працює на певній довжині хвилі, на

якій коефіцієнт відбиття мало залежить від сатурації крові (так звана ізобес-тична хвиля ($\lambda = 810$ нм [1]).

Боротьба із мережними наводками здійснюється за допомогою мостово-го включення датчику і, як наслідок, тридротового зв'язку з диференційним підсилювачем, що виконується за схемою інструментального підсилювача [2] і здійснює редукцію синфазної завади.

Обчислення спектра плетизмограми виявило, що її форму практично повністю визначають перші сім гармонік, тобто $f_{\text{верх}} \leq 28$ Гц (коли ЧСС = 240 хв^{-1}). Тому для додаткової редукції мережної наводки 50 Гц можна вико-ристати ФНЧ.

Треба також відзначити, що істотно зменшити дію наводок можна, роз-ташувавши підсилювач безпосередньо поблизу датчика у вигляді суцільного вимірювального мікроблока, а практично повної відсутності завад можна досягти, застосовуючи модуляційний метод, у якому датчик використо-вується безпосередньо для модуляції [3].

Вплив рухових артефактів зумовлений нещільним закріпленням датчи-ка. Проте надто щільне кріплення може призвести до спотворення плетизмо-грами внаслідок сильного стиску судин. Тому плетизмографічний датчик повинен мати приладдя регулювання міри тиску, таке як, наприклад, запро-поноване в [4].

При використанні чотирьох фотоприймачів (по два в протилежних пле-чах моста) можна зменшити дію рухового артефакта, розташувавши фото-приймачі кожної пари по різні боки випромінювача.

Обчислення ЧСС за плетизмограмою ускладнене тим, що форма пуль-сової хвилі звичайно має два максимуми (анакротична і дикротична хвиля). Застосування часової селекції (одновібратора) для визначення періодичності серцевих скорочень недоцільно, тому що часовий інтервал між максимумами звичайно становить 0,3 періоду пульсу, а зміна ЧСС людини знаходиться в межах $40\text{--}250 \text{ хв}^{-1}$, тобто $f_{\text{в}}/f_{\text{н}} = T_{\text{max}}/T_{\text{min}} > 6$. Тому для часової селекції потрібна підстройка тривалості імпульсу «часового вікна» для різних частот пульсу.

Проте другий максимум звичайно менший за перший, тому для визна-чення періоду серцевих скорочень можна використати пороговий прилад із гістерезисом (тригер Шмітта). У разі ж, коли другий максимум сумірний із першим, а це буває при зміні форми плетизмограми внаслідок затримки ди-хання, можливе використання амплітудної селекції з допомогою тригера Шмітта після попереднього диференціювання сигналу, тому що крутизна фронту анакротичної фази пульсової хвилі звичайно більша за крутизну фронтів дикротичної фази.

Внаслідок затримки дихання, крім того, звичайно спостерігалось зменшення амплітуди пульсової хвилі, що також може спричинити помилки у вимірюванні ЧСС. Тому доцільно ввести в підсилюючі каскади плетизмографа автоматичне регулювання підсилення (АРП).

На закінчення треба зазначити, що перелічені засоби обробки біосигналу (фільтрація, диференціювання, амплітудна селекція, АРП) можна реалізувати як аналоговим засобом, так і за допомогою ЕОМ, перетворивши плетизмограму в цифрову форму. Другий засіб має відомі переваги, проте проведення обробки сигналів в реальному масштабі часу вимагає великих обчислювальних ресурсів і високої швидкодії ЕОМ. Доцільно провести попередню аналогову фільтрацію сигналу для зменшення, як уже відзначалося, динамічного діапазону.

Згадані засоби були реалізовані і випробувані на макетних зразках фотоплетизмографів, іспити яких дали позитивні результати у вирішенні задачі точної і завадостійкої реєстрації плетизмограми.

БІБЛІОГРАФІЧНИЙ СПИСОК

1. Основные этапы развития фотооксигеметрии / Г. Н. Леонов, Ю. И. Мусийчук и др. // Медицинская техника. – 1993. – № 1. – С. 5–20.
2. Хоровиц П., Хилл У. Искусство схемотехники. Т. 1. – М. : Мир, 1984. – 598 с.
3. Григорьев В. Ф., Данилевич В. В., Фролов Г. И. Устройство для дистанционного фотометрического анализа параметров кровотока // Приборы и техника эксперимента. – 1997. – № 3. – С. 169.
4. Метод и прибор с микропроцессорной обработкой информации для неинвазивного определения гемоглобина в тканях человека / В. Будяк, В. Корсунский, А. Снегур и др. // Информационные технологии и программно-аппаратные средства в медицине, биологии и экологии. Материалы семинара. Ч. 1. – К. : Мединформ, 1998. – С. 85–94.

Надійшла до редколегії 23.03.98.