

РОЗДІЛ «РАДІОЕЛЕКТРОНІКА»

УДК 534-29

DOI 10.31319/2519-2884.32.2018.172

МЕЩАНИНОВ С.К., д.т.н. професор
 ВОЛОШИН Р.В., магістр
 АВДЕЄНКО К.В., студент

Дніпровський державний технічний університет, м. Кам'янське

**МОДИФІКОВАНИЙ ГЕОМЕТРИЧНИЙ МЕТОД
 ВИЗНАЧЕННЯ ПАРАМЕТРІВ КРОВОТОКУ ЛЮДИНИ
 ЗА ДОПОМОГОЮ УЗ-ДОПЛЕРІВСЬКОГО ДІАГНОСТУВАННЯ**

Вступ. На сьогоднішній день сфера застосування ультразвукової медичної діагностичної апаратури постійно розширюється. В той же час, ультразвукові методики не витісняють традиційні методи діагностики, а лише уточнюють і доповнюють їх.

Сучасна комплексна діагностика судинних захворювань базується на спільному використанні методів променевої і ультразвукової діагностики. Проте, ультразвукова доплерівська оцінка кровотоку в артеріях займає провідне місце, як найбільш мобільний метод динамічного спостереження і моніторингу кровопостачання у пацієнтів [1].

Інтерес до застосування ультразвуку в медицині обумовлений можливістю як активної дії на живі тканини, так і отримання інформації про самі тканини. Ультразвукове зондування дозволяє неінвазивно отримувати інформацію не лише практично про усі органи людського тіла, але і про їх функції, візуалізувати багато патологічних процесів і утворення в організмі. Ультразвукові методи виявляються дуже інформативними засобом для вивчення структури біологічних тканин і фізіологічних процесів, що відбуваються в них [2]. На жаль, сучасна ситуація в області судинної діагностики така, що існуючі доплерівські методи знаходження максимальної частоти спектра (деякі з яких були описані вище) не враховують вплив цих ефектів, що призводить до некоректних результатів: помилки у визначенні максимальної частоти спектра ведуть до великої погрішності в розрахунку діагностичних індексів, а наслідком цього є невірна постановка діагнозу. У зв'язку з цим розробка методу акустичного доплер-дослідження параметрів кровотоку людини є актуальною і своєчасною.

Постановка задачі. Стан кровотоку можна оцінити як за якісними, так і за кількісними характеристиками. На практиці завдання отримання об'єктивної інформації про швидкість руху крові в досліджуваному об'ємі зводиться до основних етапів, представлених блок-схемою, зображеною на рис.1.

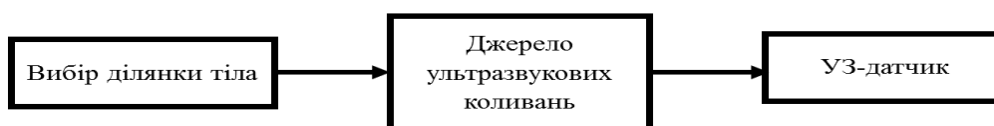


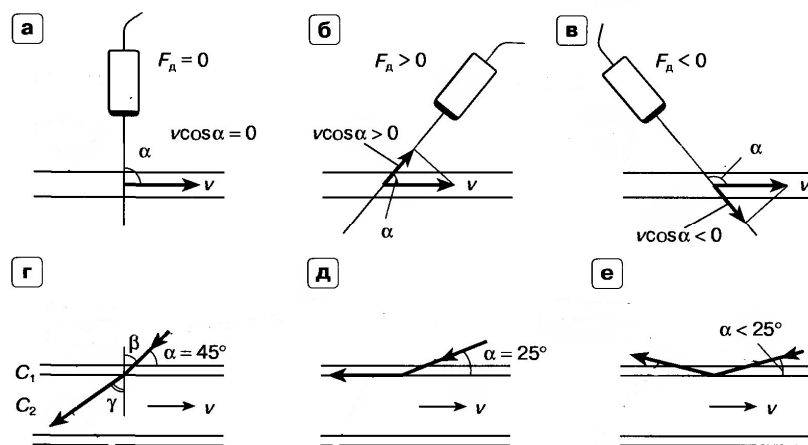
Рисунок 1 – Основні етапи дослідження

Метою роботи є удосконалення методу визначення параметрів кровотоку за допомогою УЗ-доплерівського діагностування. Для досягнення мети поставлені наступні завдання:

- аналіз ефектів, що впливають на роботу методів аналізу і призводять до спотворення доплерівського сигналу;
- розробка методу дослідження параметрів кровотоку людини за параметрами доплерівського акустичного сигналу;
- експериментальна перевірка.

Результати роботи. Залежність величини доплерівського зрушення частоти f_D від кута α істотно впливає на оцінку швидкості кровотоку. Проілюструємо сказане за допомогою рис.2, на якому показано випадок орієнтації осі доплерівського датчика відносно осі судин.

На рис.2 показано випадок, коли осі датчика і судин перпендикулярні одна одній: кут $\alpha = 90^\circ$, і $\cos \alpha = 0$. В цьому випадку доплерівське зрушення $f_D = 0$, тому оцінити швидкість кровотоку неможливо.



а, б, в – залежність f_D від кута α ; г – заломлення УЗ-променя на кордоні судина-стінка судини; д, е – неможливість отримання сигналів від елементів крові при доплерівському куті, рівному (д) і меншому (е) від критичного кута

Рисунок 2 – Вплив доплерівського кута α на вимір доплерівського зрушення частоти

При цьому точність оцінки швидкості кровотоку також мала. Для збільшення точності корисно орієнтувати датчик так, щоб зменшити кут α . Але при цьому слід мати на увазі, що при зменшенні кута менше 25° або збільшенні більше 155° (критичні кути) ультразвук може не проходити через кордон між стінкою судини і кров'ю, а повністю відбиватися від цієї межі [3, 4].

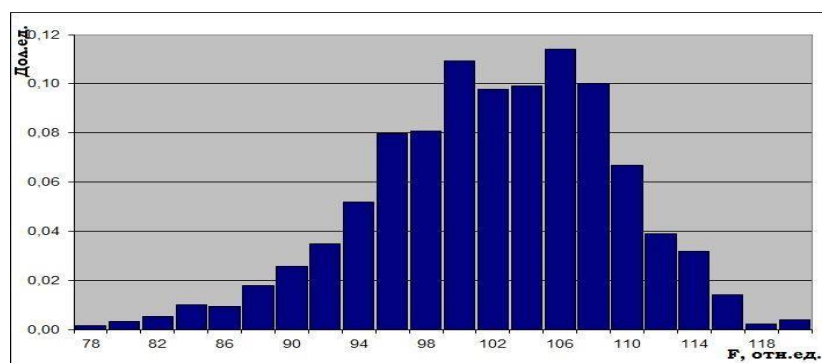
Цей метод був введений в цілях подолання недоліків, виявлених в геометричному методі. Метод проілюстровано на рис.3. Всього було зроблено три удосконалення.

По-перше, нами запропоновано емпіричний поріг потужності такий, що якби потужність сигналу була незначною, то максимальна частота була б нульовою.

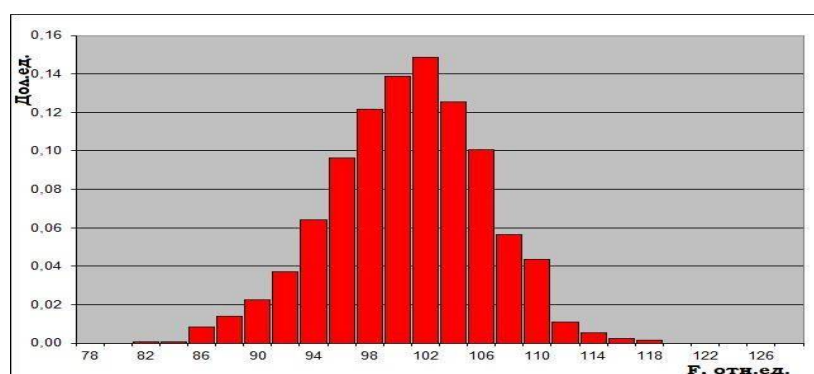
Тестування модифікованого геометричного методу. В результаті моделювання кровотоку по судині, зафіксувавши його параметри за допомогою доплерівського аналізатора, були отримані наступні результати: при співвідношенні сигналу до шуму, рівному 5 до 1 (рис.3, а) і навіть при дуже великому співвідношенні – 10 до 1 (рис.3, б), експеримент підтверджує припущення, зроблені раніше, а саме, визначені значення максимальної частоти з використанням модифікованого геометричного методу аналізу кровотоку при багатократних вимірах мають невелику міру повторюваності. Таким чином, виміри максимальної частоти на одній і тій же моделі практично кожного разу

Проте, досить нахилити вісь датчика відносно судин так, щоб кут α між ними відрізнявся від 90° , і відразу з'являється можливість оцінки швидкості кровотоку, оскільки при цьому $f_D \neq 0$. Якщо нахилити вісь датчика в іншому напрямі, зрушення буде негативне ($\cos \alpha < 0$).

При малих відхиленнях від положення $\alpha = 90^\circ$ величина доплерівського зрушення f_D зазвичай зневажливо мала. При



а



б

співвідношення: а – 5 до 1; б – 10 до 1

горизонтальна вісь – нормована частота $F = f_D$ (21.5 Гц);

вертикальна вісь – доля крові, що рухається з певною швидкістю, пропорційною F

Рисунок 3 – Розподіл максимальної частоти спектра, визначеної за допомогою модифікованого геометричного методу при різних співвідношеннях сигналу до шуму

ричний метод, визнаний найбільш вірним і стійким. Отже, у разі використання інших існуючих на даний момент методах діагностики кровотоку немає підстав чекати результатів кращих, ніж в даному випадку.

Експериментальна апробація модифікованого геометричного методу. Візьмемо за основу модифікований геометричний метод, але внесемо в його роботу два істотних доповнення:

1) введемо поріг по рівню спектральної щільності потужності так, щоб при подальших розрахунках наш алгоритм не враховував складові, що лежать нижче цього порога. Рівень порога може варіюватися оператором, що проводить обстеження. Вище порога залишимо тільки корисні складові сигналу, що приймається. Оператор без зусиль зможе встановити поріг на потрібному рівні, дивлячись на монітор приладу;

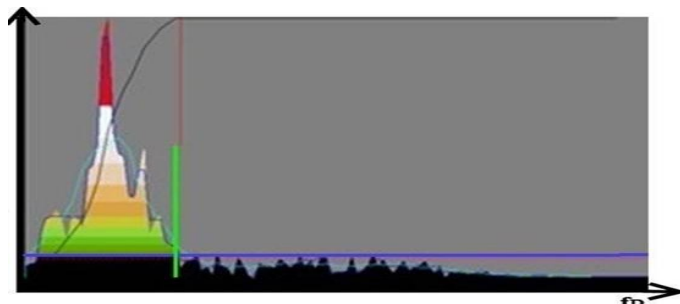
2) як відомо, корисний доплерівський сигнал лежить в обмеженій смузі частот на відміну від шуму, що заповнює усю частотну смугу. Тому обмежимо згори по частоті аналізований сигнал, який оброблятиметься. Обидва ці доповнення вводяться з метою значно зменшити або навіть повністю виключити вплив шумових складових при розрахунках.

призводять до різних значень. Крім того, у більшості своїй ці значення завищені відносно дійсного рівня.

Як вже згадувалося раніше, між визначеною максимальною частотою спектра доплерівського сигналу і максимальною швидкістю кровотоку є прямий зв'язок. Значить, ці помилки в роботі модифікованого геометричного методу призводять до некоректного визначення максимальної швидкості кровотоку, що є основним його показником. Отже, при встановленні діагнозу будуть допущені істотні помилки. І взагалі, за таких умов діагностики не можна стверджувати про вірність поставленого пацієнтові діагнозу.

Тут варто відмітити також і те, що розглядається саме модифікований геомет-

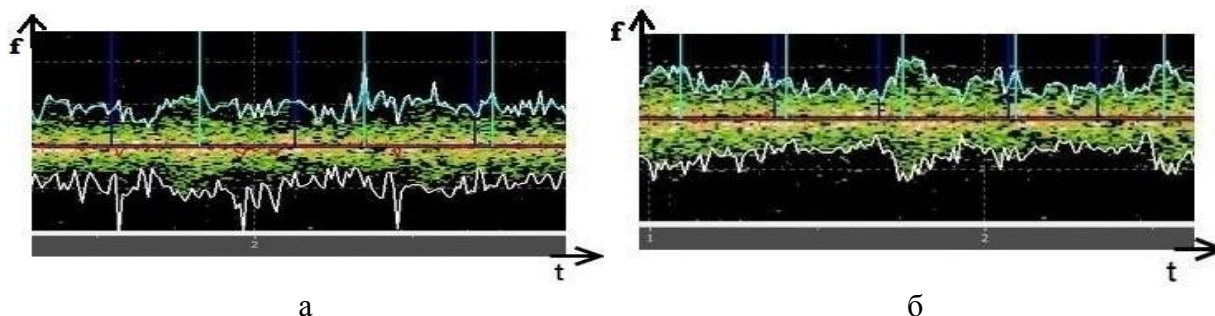
Таким чином, запропонований метод спочатку враховує дві внесені зміни, а потім в роботу вступає модифікований геометричний метод, описаний раніше. На рис.4 проілюстровано роботу розробленого методу – модифікованого геометричного з внесеними змінами.



горизонтальна лінія – введений поріг

Рисунок 4 – Ілюстрація роботи розробленого методу – модифікованого геометричного з внесеними змінами

Таким чином, перевірено справедливість внесених доповнень в алгоритм і отримано своє порівняння результатів за допомогою модифікованого геометричного і розробленого (модифікований геометричний з внесеними доповненнями) методів (рис.5).



а – за допомогою модифікованого геометричного методу;
б – за допомогою запропонованого методу

Рисунок 5 – Отримані доплерограми сигналу

На рис.5 білим кольором виділена огинальна спектра, яка показує зміну максимальної частоти сигналу. З рис.5, а видно, що частота, визначена за допомогою модифікованого геометричного методу, дійсно завищена, оскільки огинальна лежить вище від межі сигналу, тоді як на рис.5, б, який демонструє дію запропонованого методу, огинальна лежить чітко по межі сигналу, а це означає, що частотний параметр цим способом визначено коректно. Отже, шляхом введення двох основних доповнень до модифікованого геометричного методу нам вдалося побороти вплив шумів на визначення межі спектра.

Висновки. Досліджено можливості методів аналізу параметрів доплерівського сигналу, що дозволило вибрати найбільш прийнятний метод – модифікований геометричний – та виконати чисельне моделювання спектра доплерівського сигналу.

Отримані результати дозволили ввести ряд удосконалень в модифікований геометричний метод, за рахунок чого його вдалося значно поліпшити, розробивши, таким чином, новий метод дослідження доплерівського акустичного сигналу. Виконано тестування і експериментальну апробацію модифікованого геометричного методу, які переконливо довели переваги розробленого методу перед вже існуючими.

ЛІТЕРАТУРА

1. Barannik E.A. Pulsed Doppler flow-line spectrum for focused transducers with apodized apertures / E.A.Barannik // *Ultrasonics*. – 2001. – Vol.39, N2. – Pp.311-317.
2. Хилл К. Применение ультразвука в медицине: физические основы / под ред. Хилла К. – М.: Мир, 2009. – 568с.
3. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: практическое руководство для пользователей / Осипов Л.В. – М.: Видар, 1999. – 256с.
4. Rowan M. An injury mimicking ultrasound phantom as a training tool for diagnosis of internal trauma / Rowan M., Pedersen P.C. // *IEEE Ultrasonics Symp. Proc.* – Canada, 2006. – Pp.861-873.

Надійшла до редколегії 02.05.2018.

УДК 519.246:524

DOI 10.31319/2519-2884.32.2018.173

ИГНАТКИН В.У., д.т.н., профессор

Днепропетровский государственный технический университет, г. Каменское

ОЦЕНКА СПЕКТРА МОЩНОСТИ СИГНАЛА В НАПРАВЛЕННЫХ ПРИЕМНЫХ СИСТЕМАХ

Введение. Цифровая обработка сигналов (ЦОС) имеет фундаментальное и прикладное значение в современной радиотехнике. Методы ЦОС используются для разработки и исследования радиоэлектронных устройств, а также для разработки многоканальных систем связи и многоканального полосового анализа-синтеза сигналов. Усовершенствование методов цифровой обработки сигналов имеет важное технико-экономическое значение при проектировании и разработке цифровых систем обработки информации, увеличению скорости передачи сообщений, защите информации.

Постановка задачи. Оценить спектр мощности сигнала на основе анализа его дискретной выборки из N значений на интервале времени $[-T/2, +T/2]$ без традиционного подхода с применением временных окон Ханна, Хэмминга, Блэкмана и т.п. [1].

Результаты работы. Решается задача оценивания спектра мощности сигнала на основе анализа его дискретной выборки из N значений на интервале времени $[-T/2, +T/2]$ без традиционного подхода с применением временных окон Ханна, Хэмминга, Блэкмана и т.п. [1]. Обычно при использовании дискретного преобразования Фурье $X(\omega_i)$ с прямоугольным временным окном спектр мощности оценивают как $\alpha |Y(\omega_i)|^2$, где $\alpha = \text{const}$, и вычисляют симметричную линейную комбинацию вида