

Технічні науки

УДК 616-073:612.15

Шутко Володимир Миколайович

доктор технічних наук, професор
Національний авіаційний університет

Федоренко Іванна Володимирівна

аспірантка
Національний авіаційний університет

Шутко Владимир Николаевич

доктор технических наук, профессор
Национальный авиационный университет

Федоренко Иванна Владимировна

аспирантка
Национальный авиационный университет

Shutko V.

PhD, professor
National Aviation University

Fedorenko I.

graduate student
National Aviation University

**ВИКОРИСТАННЯ ЕФЕКТУ ДОПЛЕРА ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ
ЗАХВОРЮВАНЬ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЭФФЕКТА ДОПЛЕРА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ
ЗАБОЛЕВАНИЙ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ
DOPPLER EFFECT USE FOR DIAGNOSIS OF THE
CARDIOVASCULAR SYSTEM**

Анотація: *Розглянуті сучасні методики діагностики порушення кровотоку.*

Ключові слова: *доплерографія, кровоток, судини, швидкість кровотоку, діагностика.*

Аннотация: *Рассмотрены современные методы диагностики нарушения кровотока.*

Ключевые слова: *доплерография, кровоток, сосуды, скорость кровотока, диагностика.*

Summary: *The modern methods of diagnosis of impaired blood flow.*

Key words: *Doppler ultrasound, blood flow, blood vessels, blood flow rate, diagnostics.*

Пілотовані літальні апарати постійно удосконалюються. Але людських фактор створює зону ризику. Адже від роботи пілотів, авіадиспетчерів та інших залежить безпека польотів. За статистикою, більшість невдалих польотів зумовлені саме людським фактором.

Несприятливі умови роботи пілота, а саме: низький тиск, знижена концентрація кисню в атмосфері, шум, вібрації, перевантаження, тощо, впливають на його стан здоров'я. Постійний стрес, напруга, гіпокінезія та гіподинамія викликають негаразди зі здоров'ям у авіадиспетчерів, а саме: гіпертонічна хвороба, атеросклероз, тахікардія, стенокардія, ішемія головного мозку і т.п. За даними медико-санітарної частини регіонального структурного підрозділу «Київцентраеро» Украероруху 86% пілотів, що були відсторонені від польотів у 2015 році мали гіпертонію, атеросклероз судин, хвороби серця. Також спостерігається тенденція епізодичних проблем зі здоров'ям: близько 23% складає інфаркт міокарда, 34% - стенокардія, 21% - порушення кровообігу.

Такі захворювання потребують своєчасної та достовірної діагностики, в першу чергу - це оцінка кровозабезпечення головного мозку

у авіадиспетчерів та пілотів. Діагностична процедура не повинна займати багато часу та вимагати постійної участі спеціалістів високої кваліфікації.

Для здійснення подібної експрес-діагностики необхідна розробка належних програмно-апаратних засобів, що включають в себе діагностичні методи для оцінки кровопостачання головного мозку і серцево-судинної системи в цілому, що забезпечують інтегровану оцінку фізіологічного стану пілота і комплексування результатів вимірювань [4]. Ще однією вимогою, що пред'являються до таких комплексів, є низька ціна.

Таким чином, створення діагностичної технології, заснованої на ультразвукових критеріях зміни структури і швидкості судинного кровотоку, дозволить управляти процесом лікування пацієнтів з гострими серцево-судинними захворюваннями. Підвищення точності відображення доплерівського вимірювача швидкості кровотоку уможливить діагностування судинних хвороб на ранніх стадіях захворювання.

До сучасних діагностичних методик якісного дослідження серцево-судинних захворювань, що застосовується для виявлення порушень кровотоку в судинах, слід віднести УЗ-діагностику, рентгенографію, ангіографію, флебографію і ін. Існуючі діагностичні методики, що мають застосовуватися комплексно, не завжди дають чітку картину захворювання для постановки остаточного діагнозу. Тому для підвищенні ефективності діагностики змін кровотоку в судинах необхідно удосконалити вже існуючі та розробити перспективні, засновані на виявленні найбільш інформативних ознак захворювання методики.

Мета дослідження – проаналізувати сучасні методи скринінгової діагностики порушення кровотоку в судинах.

У роботах вітчизняних і зарубіжних авторів розкрито питання вивчення механічних властивостей кровотоку. Особлива увага приділялася визначенню руху крові в великих і середніх судинах, яка на думку авторів вважається ламінарним [1,6,8,9]. Але наведені в літературі дані щодо

закономірності швидкості течії і в'язкості крові. вивчені недостатньо [2,5,7].

Ультразвукова доплерографія судин застосовується для виявлення порушень кровотоку в судинах. Дослідження методом доплерографії проводиться на судинах голови, шиї, нирок, нижніх і верхніх кінцівок. Ультразвукова доплерографія судин дозволяє: виявити стенози артерій і визначити їх значимість, визначити стан стінок вен, визначити стан кровотоку в судинах верхніх і нижніх кінцівок.

В основі доплерографії лежить фізичний ефект Доплера, суть якого полягає у зміні частоти посланих ультразвукових хвиль при переміщенні середовища, від якої вони відбиваються, або при переміщенні джерела ультразвуку, або при одночасному переміщенні середовища і джерела.

У сучасних ультразвукових доплерівських системах використовується один датчик і для випромінювання, і для уловлювання відображеної енергії хвилі, яка була відбита від рухомих частинок крові. Принцип Доплера описує координату вектора швидкості вздовж лінії спостереження. Ця координата швидкості дорівнює:

$$v_0 = v_x \cdot \cos \alpha \quad (1)$$

де v_0 - абсолютна швидкість кровотоку, α - кут між вектором швидкості кровотоку і напрямом ультразвукового пучка (кут Доплера).

У загальному вигляді ефект Доплера записують формулою:

$$F_d = 2F_0 \frac{v_0}{c} \quad (2)$$

де F_d - доплерівська частота, F_0 - частота посилення, c - швидкість розповсюдження ультразвукових хвиль в середовищі.

Для приладів безперервного та імпульсного випромінювання використовується ряд відомих радіотехнічних електронних вузлів і блоків, розроблених з урахуванням специфіки взаємодії з електроакустичним елементом доплерівського приладу - ультразвуковим датчиком.

Блок-схема безперервнохвильового доплерівського приладу приведена на рисунку 1. Генератор 1 виробляє синусоїдальну хвилю, що надходить на підсилювач потужності 2 і далі на передавальний п'єзоелемент 3, який створює безперервну ультразвукову хвилю 4.

Відбиваючись від еритроцитів крові 6, що рухаються в кровоносній судині 5, ультразвукова хвиля надходить на приймальний п'єзоелемент 7 і далі на вхід попереднього підсилювача 8 з малим рівнем шуму, який посилює слабкі відбиті сигнали до рівня їх детектування демодулятором 9. На виході демодулятора сигнал має форму з частотою доплерівської хвилі.

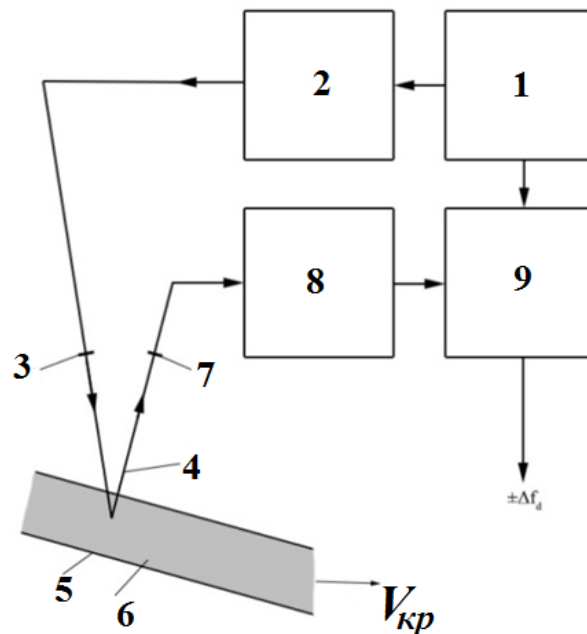


Рисунок 1. Блок-схема безперервно хвильового доплерівського приладу: 1 - генератор; 2 – попередній підсилювач потужності; 3 - передавальний п'єзоелемент; 4 - ультразвукова хвиля; 5 - кровоносну судину; 6 - еритроцити; 7 - приймальний п'єзоелемент; 8 - підсилювач; 9 - демодулятор.

Найбільш простим методом кодування ультразвукової хвилі є амплітудна модуляція безперервних коливань, яка застосовується в приладі, такому як імпульсний доплерівській аналізатор швидкості

кровотоку. Короткі імпульси ультразвуку передаються з регулярними інтервалами на рухому ціль, а вже відбиті сигнали досліджуються для визначення доплерівських змін частоти.

Використання імпульсних сигналів дозволяє контролювати зону обстеження по дальності і детектування доплерівських луна-сигналів. В основу роботи приладу луна-імпульсної системи покладено принцип передачі коротких імпульсів хвиль на ціль і подальшого очікування повернення сигналу при відбитті його від рухомих частинок крові. Так як звукові хвилі проходять через людську тканину з приблизно постійною швидкістю, затримка часу між передачею імпульсу і прийомом відбитих сигналів залежить від дальності елемента дослідження [2].

У цифровому спектроаналізаторі формування спектральних складових сигналу виконується цифровим способом на основі реалізації ефективного, щодо швидкості обчислення, алгоритму Фур'є. Перед виконанням спектрального аналізу сигналу в цифровій формі здійснюється перетворення вихідного сигналу приймального тракту в послідовність цифрових кодів за допомогою аналого-цифрового перетворювача. Далі відліки сигналу накопичуються в буферній пам'яті. Після накопичення послідовності відліків сигналу виконується обчислення спектру сигналу за допомогою алгоритму перетворення Фур'є.

Тертя всередині потоку крові обумовлює розподіл швидкостей в нормальній судині так, що в пристінкових шарах швидкість близька до нуля, а в центрі судини досягає максимуму. Спектр доплерівського сигналу при цьому близький до суцільного, і поле між нульовою лінією і обвідною спектра (максимальна частота, що відповідає максимальній швидкості руху в даний момент часу) рівномірно заповнена. Залежно від стану судини спектрограма має різний вигляд [2].

Доплерівський зсув сигналу визначається як

$$t = 2v \frac{\cos \alpha}{\lambda}, \quad (3)$$

де v – швидкість потоку; α – кут між напрямком потоку (кут Доплера); λ – довжина хвилі випромінювання.

Доплерівський кут є складною задачею, оскільки його невірне визначення приводить до похибки до 50%. Існують методи визначення кута мають свої недоліки. Тому спосіб вимірювання Доплерівського кута є важливим кроком в розвитку доплерівських вимірювань, так як дозволяє визначити його до проведення досліджень або ефективно оцінити його значення після нього.

Вимірювання значення кута Доплера можна проводити за допомогою поздовжньої v_t та поперечної v_l складових повного вектора швидкості

$$\alpha = \arctg\left(\frac{v_t}{v_c}\right). \quad (4)$$

Частинки потоку, що рухаються через зондуєчий промінь, викликають флуктуації сигналу. При ньому спектр потужності сигналу можна описати як:

$$P(f) = \frac{A_r}{\delta} \exp\left[-\left(\frac{f - f_0}{\delta}\right)^2\right] \sum_n A_n \exp(-i2\pi f t_n), \quad (5)$$

де A_r і A_n - амплітуда опорного та об'єктного плеча; f_0 - зсув частоти, t_n - час, за який частинка перетне зондуєчий промінь; δ – стандартний діапазон частоти.

Стандартний діапазон частот залежить від швидкості в поперечному напрямку

$$\delta = \frac{v_t}{\sqrt{2t\omega_0}} + \frac{t_0 \Delta \lambda}{\lambda_0} + \delta_0, \quad (6)$$

де δ_0 - деяка стала, яка визначається при аналізі вимірюваного сигналу так само як і $f_0, \Delta\lambda$ - ширина спектру джерела.

Використовуючи залежність (6) отримаємо вирази для обчислення повздожньої v_t та поперечної v_l швидкості потоку:

$$v_t = \sqrt{2t\omega_0} \left(\delta - f_0 \frac{\Delta\lambda}{\lambda_0} - \delta_0 \right); \quad v_l = f_0 \frac{\lambda_0}{2} \quad (7)$$

Отримані доплерограми часто піддаються різного роду шумовому впливу, що значно зменшує точність досліджень. Джерелами цих шумів є різні недосконалості технічної апаратури, рухи пацієнта, тощо.

Ефективним способом збільшення відношення «сигналу/шум» є усереднення. Часто використовується усереднення за сусідніми *A*-скачками, або усереднення по *B*-скачкам. У випадку з *B*-скачками одна і та ж ділянка сканується декілька разів, що збільшує час процедури.

При збільшенні кількості усереднених елементів відношення «сигнал/шум» спочатку лінійно збільшується, а після 20 елементів входить в режим насичення з постійним коефіцієнтом збільшення співвідношення «сигнал/шум».

Усереднення великої кількості сканів дуже сповільнює дослідження, тому в клінічних дослідженнях число усереднень складає діапазон від 5 до 10. Усереднення дозволять суттєво збільшити контрастність отриманого зображення.

Після проведення усереднення для видалення залишкових шумів, вводиться додаткова спектральна фільтрація, що включає порогову обробку, медіальну фільтрацію і т. д.

Комплекс цих процедур значно підвищить якість отриманої доплерограми та збільшить точність методики визначення швидкості кровотоку в судинах *B* [1] наведено результати експерименту при різних

швидкостях потоку рідини з характеристиками, що подібні до крові людини.

Нині ультразвукова система MyLabTwice повністю відповідає стандартам і основними принципами надання медичної допомоги - ефективна, безпечна, продуктивна, комплексна, що дозволяє проводити ультразвукового дослідження за допомогою портативного ультразвукового сканера біля «ліжка хворого» і передавати клінічно важливу інформацію на стаціонарний апарат.

Важливою є також інтеграція всієї клінічної інформації, яка дозволяє попереджати захворювання, а також надавати медичну допомогу на перших етапах захворювання, що робить лікування більш ефективним і значно дешевшим. В ультразвуковому апараті MyLabTwice повністю реалізовано даний стандарт. Медичні працівники легко інтегрують отримані результати дослідження зі стаціонарного і портативного апарату в загальнолікарняного мережу.

Сучасна доплерівська система зі спектральним аналізом виконує такі основні функції:

- прийом луна-сигналу і виділення доплерівських зсувів;
- формування зондуючих сигналів;
- обчислення параметрів та індексів кровотоку;
- формування звукових сигналів прямого і зворотного кровотоку;
- формування доплерограмми і відображення її в реальному часі на екрані монітора [3].

Висновок. Розглянуто основні принципи роботи доплерівського вимірювача швидкості кровотоку. Описано основні параметри та функції доплерівської системи та проведено аналіз методів та засобів які використовуються в приладі.

Література

1. Петров Д.А. Определение скорости потока по доплеровскому сдвигу в оптической когерентной томографии / Д.А. Петров, С.Г. Проскурин // *Juvenis scientia. Physic.* – 2015. №1. С. 3-5.
2. Davydov Y.M. Large-Particle Method / Davydov Y.M. // *Encyclopaedia of Mathematics. Vol.5.* - Dordrecht; Boston. London : Kluwer Academic Publishers. – 1990. – P. 358-360.
3. Основные принципы гемодинамики и ультразвукового исследования сосудов: Клинич. рук-во по ультразвуковой диагностике /под ред. В.В. Митькова – М.: Видар, 1997. – Т. 4. – С. 185-220.
4. Скрипник Ю.О. Методи і засоби частотно-дисперсійного аналізу речовин та матеріалів. Фізичні основи. / Скрипник Ю.О., Головка Д.Б. - К.: ФАДА, ЛТД, 2000. - 200 с.
5. Бакланов И.Г. Тестирование и диагностика систем связи / И.Г. Бакланов - М.: Эко-Трендз, 2001.- 264 с.
6. Кириллов В.И. Многоканальные системы передачи: Учебник. - М.: Новое знание, 2002. - 751 с.
7. Корженевский А.В. Бесконтактная томография электропроводящих сред квазистатическим переменным электрическим полем / Корженевский А.В. // *Радиотехника и электроника.* - 2004. - Т.49, № 6. - С. 761-766.
8. Гуляев Ю.В. Физические поля и излучения человека: новые методы ранней медицинской диагностики / Гуляев Ю.В.// *Биомедицинская радиоэлектроника.* - 2000. - № 12. - С. 3-10.
9. Ультразвуковая доплеровская диагностика в клинике/ Под. Ред Никитина Ю.М., - Иваново: Издательство МИК, 2004. - С. 35 - 52.
10. Физика и биофизика / Антонов Ф.В. Козлова Е.К. Черныш А.М. // Второе издание -М. : ГЭОТАР – МЕДИА. 2013. - С.54 – 58.