



УДК 534-14

APPLICATION OF THE DOPPLER EFFECT FOR DIAGNOSTICS OF HUMAN LIMBS**ЗАСТОСУВАННЯ ЕФЕКТУ ДОПЛЕРА ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ КІНЦІВОК ЛЮДИНИ****Malikov A.G. / Маликов А.Г.***National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute" 37, Prosp.**Peremohy, Kyiv, Ukraine, 03056**Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського" пр-т Перемоги 37, Київ, Україна, 03056*

Анотація. В роботі розглянуто використання пристроїв для ультразвукової медичної діагностики кінцівок людини які базуються на ефекті доплера, проведено порівняння імпульсно-хвильового та неперервно-хвильового доплерівського методу з метою дізнатися про їх недоліки та переваги.

Розраховано оптимальні параметри ультразвукового перетворювача для підвищення діагностичної точності. Проведено дослідження залежності результатів вимірювань від швидкості потоку крові, показані графіки для наочного спостереження за результатами виміру амплітудно-частотних характеристик пристрою.

Показано методи щодо удосконалення медичного ультразвукового обладнання для більш якісного діагностування в майбутньому суспільстві.

Ключові слова: ефект доплера, ультразвуковий перетворювач, амплітудно-частотна характеристика.

Вступ.

На сьогоднішній день ультразвукова доплерографія дає значущий внесок в медичну галузь. Метод ультразвукової доплерографії (УЗДГ) полягає в виявленні зміни частоти ультразвуку (доплерівського зсуву), відбитого від рухомого середовища, в тому числі від еритроцитів в крові [1]. Частота доплерівського зсуву пропорційна швидкості руху крові в судинах і куту між віссю судини та датчику. УЗДГ дозволяє неівазивним методом проводити вимірювання лінійної швидкості кровотоку і його напрямку в поверхнево розташованих судинах, в тому числі в екстракраніальних відділах сонних і хребетних артерій. Своєчасне виявлення захворювань у людини дозволяє, як найшвидше почати їх лікування, так і є запорукою швидкого одужання.

Метою даної роботи є розгляд принципів роботи неперервного і імпульсно-хвильового доплерівських приладів, виявлення їх недоліків та переваг, вибір оптимальних параметрів п'єзоперетворювачів.

Порівняльний аналіз неперервно та імпульсно-хвильового доплерівських приладів

Неперервнохвильовий доплер (continuous wave Doppler - CW-Doppler) був першим і (на ранній стадії розвитку ультразвукових доплерівських систем) єдиним використовуваним методом доплерівської ехографії. У режимі CW випромінюються і приймаються синусоїдальні сигнали з великою тривалістю ехо-сигналів, що обробляються в системі, яка обмежена в часі. Це обумовлено необхідністю вимірювання доплерівського зсуву частоти на кінцевих інтервалах, що не перевищують $5 \div 10$ мс. В іншому випадку неможливо оцінити зміну спектра швидкостей кровотоку в часі на різних фазах серцевого



циклу, тобто не реалізується принцип вимірювання "в реальному часі".

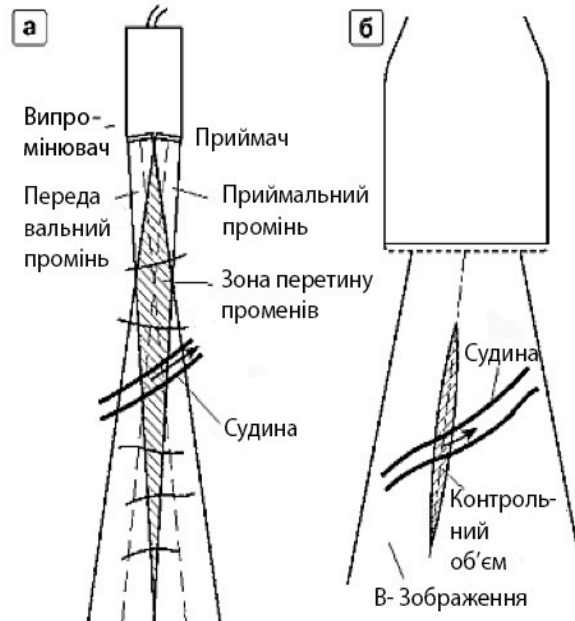


Рис. 1. Заштрихована робоча зона датчика – контрольний об'єм, а – олівцевий датчик, б – дуплексний датчик [2]

Розглянемо імпульсно-хвильовий доплер (Pulsed Wave Doppler - PW). Основна перевага цього методу, в порівнянні з неперервно-хвильовим доплером - наявність роздільної здатності по глибині. Добре відомо, що для отримання двовірного акустичного зображення (В-ехограми) в ультразвукових сканерах використовується випромінювання імпульсних сигналів. При цьому чим коротше в часі імпульси, тим краще роздільна здатність по глибині, або поздовжня роздільна здатність (longitudinal resolution).

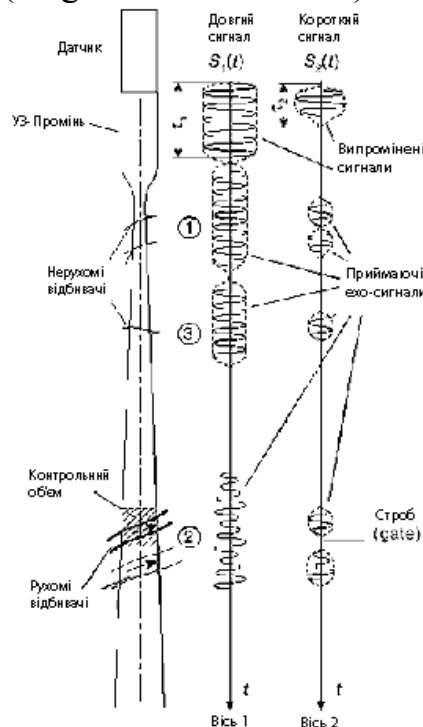


Рис. 2. Вплив тривалості випромінюваних сигналів на роздільну здатність по глибині [2]



Підвищення точності засобів медичної діагностики

Згідно з умовою Рао-Крамера [2], можна підвищити точність оцінки середньої частоти, збільшуючи тривалість доплерівського сигналу від елементарного розсіювача ультразвуку, і зменшуючи його частотну модуляцію.

З використанням різних наближень і граничних умов для падаючого і відбитого пучків хвиль було показано, що ширина спектра доплерівського сигналу від лінії струму при неперервному режимі випромінювання не залежить від глибини її залягання для досить широкого діапазону глибин [3].

Аналогічним чином при імпульсному режимі випромінювання ширина спектра потужності доплерівського сигналу виявляється інваріантною щодо глибини зондування і визначається параметрами системи, та фізичними характеристиками досліджуваного середовища. Інваріантність ширини спектра не тільки спрощує вибір оптимальних параметрів імпульсно-доплерівської системи, але і забезпечує стабільність її роботи в досить широкому діапазоні робочих глибин.

АЧХ електричних та акустичних параметрів п'єзоперетворювачів доплерівських приладів

Передавальна функція п'єзоперетворювача, що працює в режимі прийому ультразвукових хвиль (п'єзоприймача), виражається в такий спосіб [4]:

$$K_n = \frac{U_{вих}}{p}, \quad (1)$$

де $U_{вих}$ – електрична напруга на виході;

p – коливальний тиск в робочому середовищі без п'єзоприймача.

Передавальна функція п'єзоперетворювача, що працює в режимі випромінювання ультразвукових хвиль (п'єзовипромінювача), виражається таким чином:

$$K_e = \frac{P}{U_{вх}}, \quad (2)$$

де $U_{вх}$ – електрична напруга на вході.

В ультразвукових доплерівських приладах перетворювачі часто утворюють пари випромінювач-приймач або ж один перетворювач працює в режимі випромінювання-прийому. Передавальна функція такої системи має вигляд:

$$K = K_e \cdot K_n \cdot K_{сер} \quad (3)$$

де $K_{сер}$ - передавальна функція робочого середовища.

Коли втрати і спотворення сигналу в робочому середовищі через поглинання, дифракцію, та інші причини, відсутні, $K_{сер}=1$ та передавальна функція (3) характеризує тільки властивості перетворювачів. З урахуванням (1)



і (2), маємо:

$$K = K_g \cdot K_n = \frac{U_{вих}}{U_{вх}} \quad (4)$$

Наведемо АЧХ електричних та акустичних параметрів перетворювача з урахуванням наступних параметрів:

- товщина першого і другого акустичних шарів (в довжинах хвиль) відповідно $n_3=0$ та $n_4=0$;
- відносний хвильовий опір демпфера $k_1=0$;
- відносний хвильовий опір середовища, який знаходимо за формулою:

$$k_2 = \frac{(\rho \cdot c)_{сер}}{(\rho \cdot c)_к},$$

де $(\rho \cdot c)_{сер}$ та $(\rho \cdot c)_к$ – хвильові акустичні опори середовища та кераміки відповідно, тоді $k_2 = 0.077$;

- відносні хвильові опори першого і другого узгоджувальних шарів відповідно, які знаходимо за формулою:

$$k_3 = \frac{(\rho \cdot c)_{ш}}{(\rho \cdot c)_к} = \frac{\sqrt{(\rho \cdot c)_к \cdot (\rho \cdot c)_{сер}}}{(\rho \cdot c)_к},$$

де $(\rho \cdot c)_{ш}$ – хвильовий акустичний опір шару, тоді $k_3=k_2=0.077$, $k_4=k_2=0.077$;

- коефіцієнт електромеханічного зв'язку п'єзокераміки $k_t=0.3$;
- коефіцієнти, що характеризують приймальні ланцюги $p=1$, $q=0$, $u=0$, $v=0$;
- коефіцієнти, що характеризують передавальні ланцюги $a_1=0$, $a_2=0$, $a_3=0$, $a_4=0$.

При розрахунку передавальних функцій п'єзоперетворювачів в основному використовується метод хвильового рівняння (інша назва - метод потенціалу), і метод еквівалентних схем. Логічним продовженням методу еквівалентних схем є уявлення п'єзоелектричного перетворювача у вигляді електромеханічного чотирьохполюсника, який і використовуємо у даній роботі. Отримані за його допомогою АЧХ п'єзоперетворювача показано на рис.3.

Висновки

В роботі розглянуто принципи роботи неперервного і імпульсно-хвильового доплерівських приладів, виявлено їх недоліки та переваги, розглянуто можливості підвищення ефективності засобів медичної діагностики, які працюють на основі ефекту доплера.

Вибором оптимальних параметрів п'єзоперетворювача забезпечується смуга пропускання, яка дозволяє випромінювати та приймати ультразвукові імпульси потрібної тривалості.

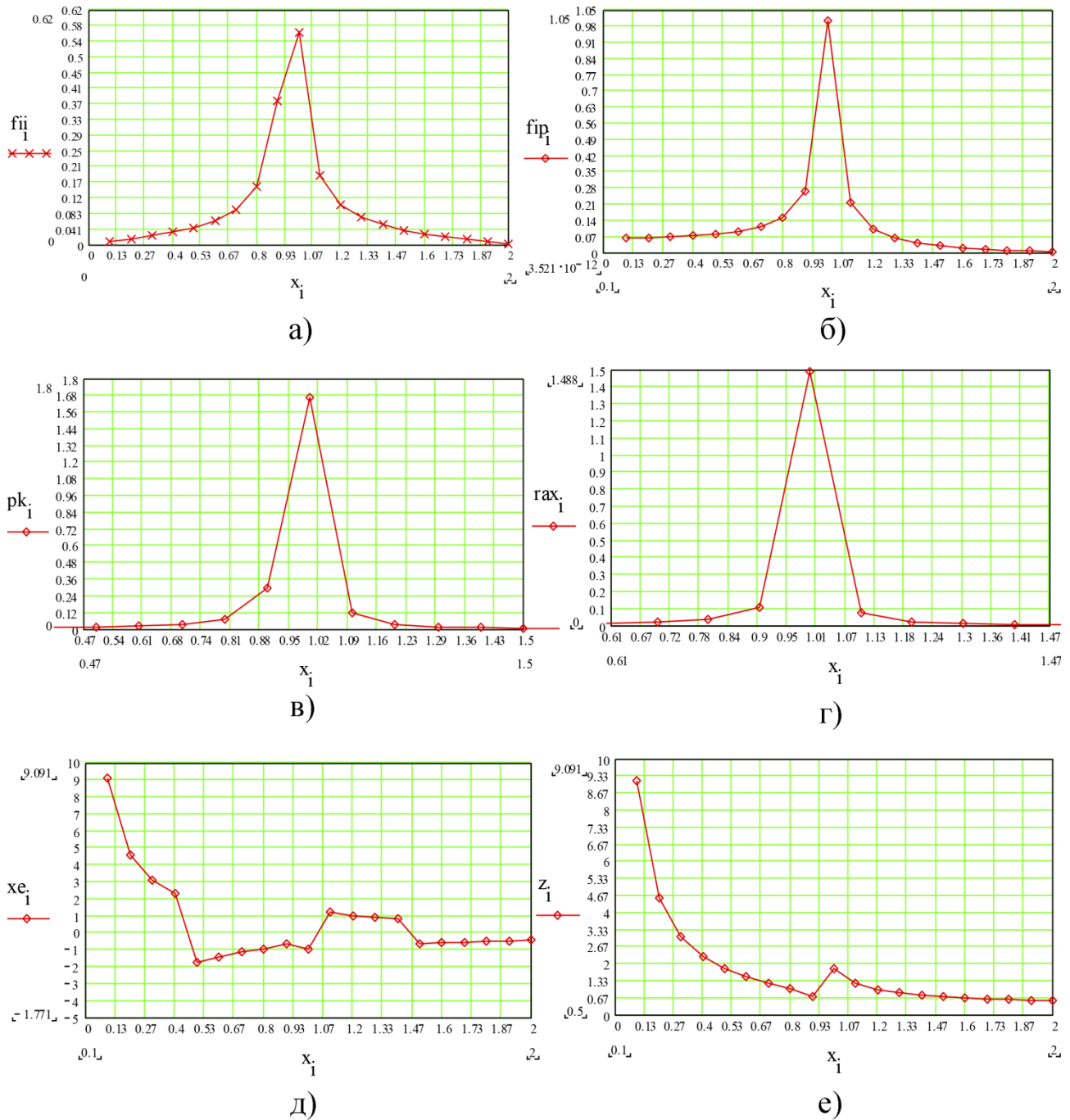


Рис.3. АЧХ Кераміки, навантаженої на тканину:

- а)- нормований коефіцієнт передачі в режимі випромінювання
- б)- нормований коефіцієнт передачі в режимі прийому
- в)- коефіцієнт подвійного перетворення:
- г)- активна частина вхідного електричного опору перетворювачаї
- д)- реактивна частина вхідного електричного опору перетворювача
- е)- модуль вхідного електричного опору перетворювача

Отримані амплітудно-частотні характеристики дозволяють узгодити електричні та акустичні складові доплерівського діагностичного приладу, а також підтверджують його працездатність.

Література

1. Голямина И.П. Ультразвук. Маленькая энциклопедия. - М.: Большая



Российская энциклопедия, 1979. - 965 с.

2. Осипов Л. В. Физика и техника ультразвуковых диагностических систем.. - 4 изд. Медицинская визуализация, 1997. - 53 с.

3. Продеус А. Н. Повышение эффективности измерений параметров кровотока в ультразвуковых доплеровских системах. - Киев: КОНСОНАНС-2005, 2005. - 278 с.

4. Домаркас В. Й., Кажис Р.-И. Ю. Контрольно-измерительные пьезоэлектрические преобразователи. - Вильнюс: Минтис, 1974. - 258 с.

References

1. Golyamina I.P. (1979) Ul'trazvuk. Malen'kaya entsiklopediya [Ultrasound. Little Encyclopedia]: Bol'shaya Rossiyskaya entsiklopediya [Great Russian Encyclopedia], pp.965

2. Osipov L. V. (1997) Fizika i tekhnika ul'trazvukovykh diagnosticheskikh system [Physics and technology of ultrasound diagnostic systems] Meditsinskaya vizualizatsiya [Medical imaging], issue 4, pp. 53

3. Prodeus A. N. (2005) Povyshenie effektivnosti izmereniy parametrov krovotoka v ul'trazvukovykh doplerovskikh sistemakh [Improving the efficiency of measurement of blood flow parameters in Doppler ultrasound systems] KONSONANS-2005, pp. 278

4. Domarkas V. Y., Kazhis R.-I. Yu. (1974) Kontrol'no-izmeritel'nye p'yezoelektricheskie preobrazovateli [Piezoelectric transducers] Mintis, pp. 258

Abstract. *The paper considers instrumentation for ultrasound medical diagnostics of human limbs based on the Doppler Effect, impulse-wave and continuous-wave Doppler methods have been compared with the purpose to understand their advantages and disadvantages.*

The optimal parameters of an ultrasonic transducer for diagnostic accuracy increase have been calculated. Dependence of the measurement results on the blood flow rate has been studied, graphs for visual observation of the measurement results frequency responses of the device have been shown.

Medical ultrasound equipment improvement methods for better diagnostics in the future of society have been analysed.

Key words: *Doppler effect, ultrasonic transducer, frequency response.*

Стаття відправлена: 10.11.2018 г.

© Маліков А.Г.