

УДК 615.84

Ю.С. Синекон, канд. техн. наук, А.И. Мухомор, Р.В. Бубнов, А.А. Горбач, Д.А. Пуляткин, Л.С. Гнатюк

## Экспериментальное определение основных характеристик ультразвуковых диагностических приборов Д - типа

В статье рассмотрены принципы исследования основных эксплуатационных характеристик ультразвуковых диагностических приборов: глубины зондирования; скорости кровотока; радиальной разрешающей способности.

Приводятся данные эксперимента, полученные на стенде, позволяющем при необходимости в клиниках, в лабораторных условиях проводить исследования не на биологическом объекте – человеке, а на соответствующих моделях. Например, вместо кровеносных сосудов – на трубопроводах различного диаметра, выполненных из полистирола, через которые с переменными скоростями пропускаются различные жидкости, близкие по акустическому сопротивлению с кровью. Результаты исследования могут быть использованы в диагностике при конструировании ультразвуковых преобразователей, датчиков.

The article describes the basic principles of research performance characteristics of ultrasonic diagnostic devices: depth sensing, blood flow velocity, the radial resolution.

We present experimental data obtained on the stand, allowing for the need for clinics in the laboratory does not conduct research on biological objects - man, and the appropriate models. For example, instead of blood vessels - in pipes of different diameter, made of polystyrene, through which a variable speed skipped several liquids close to the acoustic impedance of blood. The study can be used in the design of ultrasonic diagnosis of conversion, sensors.

### Введение

В современной медицине одно из важнейших мест занимает ультразвуковая диагностическая аппаратура, в основу работы которой положены принципы ультразвуковой эхоскопии. Важным их преимуществом является то, что при низких интенсивностях ультразвуковых сигналов они безвредны для живых организмов.

В медицине ультразвуковая эхоскопия используется для формирования ультразвуковых эхоизображений анатомических сечений биологических объектов и определение по ним струк-

турно-топологических характеристик органов и тканей живого организма.

Известны временные ограничения и недостатки этого метода диагностики:

- Невозможность получения информации от газосодержащих структур (легкие, кишечник);
- Трудность получения данных при наблюдении через структуры со значительными затуханиями и рассеиванием ультразвука (костные и хрящевые ткани);
- Малая чувствительность при исследовании органов и тканей с незначительным различием акустических характеристик, мелких кровеносных сосудов, нервных волокон и т.д.

Перечисленные недостатки ультразвуковой диагностики имеют свои физические причины. Изучение этих причин имеет большое значение, поскольку, возможно, позволит улучшить основные эксплуатационные характеристики ультразвуковых диагностических УЗД приборов: чувствительность приемного тракта; максимальную глубину зондирования; точность измерения, например, скорости кровотока, особенно в мелких сосудах (капиллярах); определение скорости движения эритроцитов и возможных неоднородностей.

Целью данной работы является экспериментальное определение основных характеристик УЗД прибора Д-типа.

- Определение изменения плотности крови (особенно при сахарном диабете);
- Радиальная разрешающая способность.

### 1. Некоторые теоретические сведения об ультразвуковой диагностике

Известно, что частота отраженного ультразвукового сигнала от движущегося объекта со скоростью  $V$  определяется по формуле:

$$f = f_0 \frac{1 - E \frac{V}{C} \cos \varphi}{1 + E \frac{V}{C} \cos \varphi_0}, \quad (1)$$

где  $\varphi$  и  $\varphi_0$  углы между вектором соответствующей скорости волны и нормальной составляющей скорости отражающей поверхности  $V_{\Gamma}$ ,  $f_0$  – излучающая частота  $f$  - частота отраженного сигнала (рис. 1),  $c$  – скорость ультразвука в среде.

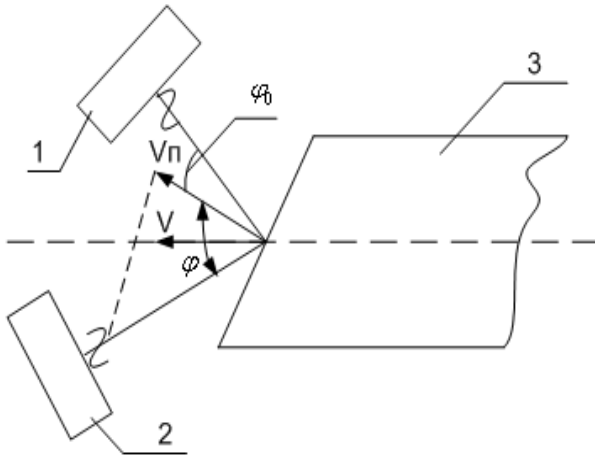


Рис. 1. Эффект Доплера: 1 - излучатель ультразвука, 2 – приёмник ультразвука, 3 – предмет исследования

Если излучатель 1 и приёмник 2 отраженно-го ультразвука близки друг к другу, тогда углы  $\varphi$  и  $\varphi_0$  оказываются малыми и формула (1) запишется в следующем виде:

$$f = f_0 \frac{1 - \frac{2V_{\pi}}{c} + \frac{2V_{\pi}^2}{c^2}}{1 - \frac{2V_{\pi}^2}{c^2}} \approx f_0 \left(1 - \frac{2V_{\pi}}{c}\right), \quad (2)$$

Вычтем из левой и правой части уравнения (2) части отраженного сигнала  $f_0$ . Получим значение доплеровского сдвига (3), который характеризует нормальную составляющую скорости объекта.

$$f - f_0 = f_0 \left(1 - \frac{2V_{\pi}}{c}\right) - f_0 = 2f_0 \frac{V_{\pi}}{c} = \Delta f, \quad (3)$$

Исследование скорости кровотока с помощью УЗД приборов базируются на том, что ультразвуковая волна достигает кровеносного

сосуда, отражается от движущейся крови и величина отраженного УЗ сигнала является достаточной для регистрации приемником 2. Первое условие для этого случая выполнено полностью. Второе условие выполнено лишь для гетерогенных жидкостей, к которым относится и кровь. По своему составу кровь представляет собой плазму (4,5% от объема крови) с модулем упругости  $X=2,455 \cdot 10^9$  Н/м<sup>2</sup> и форменные элементы 5% объема. В 1 мм<sup>3</sup> содержится приблизительно  $5 \cdot 10^6$  эритроцитов, т.е. 90% от всех форменных элементов, 9 000-10 000 лейкоцитов и 300 000 тромбоцитов.

При исследовании рассеивания ультразвука на малой мишени, в частности от эритроцитов и тромбоцитов, пользуются следующей моделью, разработанной в 1963 г. С.Н. Ржевкиным

$$\rho_s = \rho_i \frac{Fk^2}{4\pi} \left[ \frac{\bar{x} - x}{x} + \frac{3(\bar{\rho} - \rho)}{2\rho + \rho} \cos \phi_s \right], \quad (4)$$

где  $k$  – волновое число среды;  $\rho_s$  - амплитуда давления в ультразвуковой среде, отраженной от точечной мишени;  $\rho_i$  - амплитуда давления в падающей волне;  $F$  – площадь мишени;  $\bar{x}$  и  $x$  модули объемной упругости мишени и среды; плотность мишени  $\bar{\rho}$  и среды  $\rho$ ;  $\phi_s$  – угол рассеивания (рис. 2).



Рис. 2. Модель падающей волны

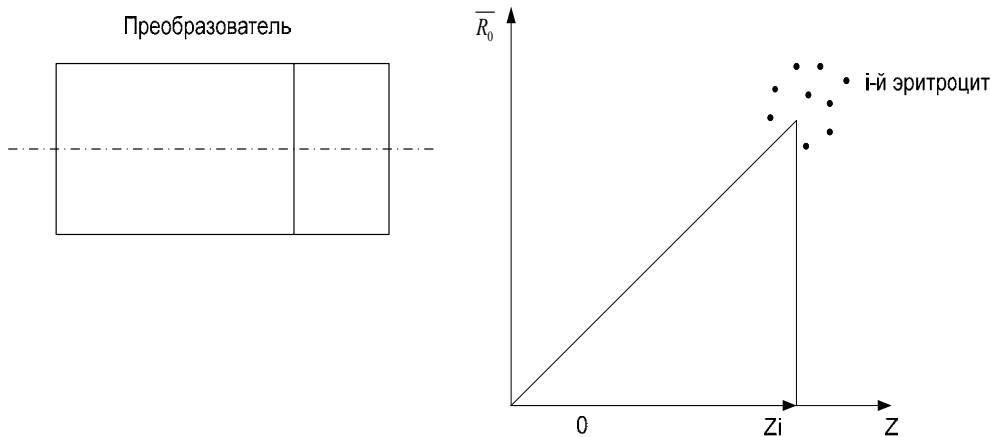


Рис. 3. Давление, отраженное эритроцитом, который находится на расстоянии  $Z_i$  ( $R_i, z$ )

Модель для давления  $p_i$  в падающей волне в произвольной точке «i» в цилиндрических координатах (R, Z), для случая, когда ось z направлена в сторону распространения волны возбуждения, будет иметь вид:

$$P_i(R, z, t) = \rho_0 a(t - \frac{z}{c}) \exp[j(2kz - wt)] b(|\bar{R} - R_0|), \quad (5)$$

где  $a(t) \exp(jwt)$  – функция, описывающая изменения давления (при  $z=0$ ) вблизи излучателя;  $b(|\bar{R} - R_0|)$  – симметричная функция относительно z, показывающая распределение в поперечном сечении волны.

Давление, отраженное эритроцитом, который находится на расстоянии  $Z_i$  ( $R_i, z$ ) (рис. 3) записывается в виде выражения:

$$\tilde{p}_i(t, R_0) = \rho_0 A_s a(t - \frac{2z_i}{c}) b(|R_i - R_0|) \times \frac{1}{z_i} \exp j(2kz_i - wt), \quad (6)$$

После преобразования – усредненное значение давления будет иметь вид (7)

$$P_c^2 = \frac{4\pi}{c} (\frac{\rho A_s}{t})^2 n(1 - \alpha n) \int_{-\infty}^{\infty} R b^2(R) dR, \quad (7)$$

где  $\alpha$  – объем лоцируемой плазмы; n – количество эритроцитов в единице объема.

## 2. Экспериментальное определение основных характеристик УЗД прибора Д-типа

Для экспериментального определения основных характеристик УЗД-приборов использовалась экспериментальная установка, схема стенда, которого показана на рис. 4. В качестве жидкости моделирующей кровь использовался физиологический раствор. Установка состоит из нескольких резервуаров. Резервуар 1 выполняет роль коммутатора, служащего для распределения жидкости по трубопроводам, имитирующих кровеносные сосуды. Скорость движения раствора в трубопроводах может меняться с помощью насоса. То же самое можно осуществить изменяя высоту H резервуара 1. В этом случае скорость раствора определяется приближенно по формуле Бернулли

$$V = \sqrt{2gH}, \text{ где } g - \text{ускорение свободного падения.}$$

В резервуаре 2 расположен трубопровод 3 моделирующий кровеносные сосуды. Диаметр его меняется от 5 мм до 0,5 мм.

С помощью зажимов можно менять сечение на одном и том же трубопроводе, модели для тромба, холестериновые уплотнения и т.д. расположения трубопроводов можно менять как по

вертикали, так и по горизонтали, имитировать их любые повороты.

Трубопроводы выполнены из материала, акустическое сопротивление которого незначительно отличается от сопротивления физиологического раствора, куда помещены эти трубопроводы.

В экспериментальной установке предусмотрена возможность ввода различных веществ в трубопровод, например, раствора глюкозы, что приводит к изменению плотности физиологического раствора и, как следствие, изменяет скорость движения его по трубопроводу.

На штативе 4 под углом  $\alpha$  к оси трубопровода расположен датчик 5 измерителя скорости движения жидкости в трубопроводе. Высота этого датчика по отношению к оси трубопровода «h» может меняться. Это необходимо для определения максимальной глубины зондирования. Для этого обычно при угле зондирования  $\alpha=60^\circ \div 70^\circ$ , изменяя расстояние h от преобразователя 5 до трубопровода 3 находим такое максимальное h, при котором уровень отраженного сигнала оказывается соизмерим с уровнем помех, максимальная глубина зондирования зависит от затухания ультразвуковой волны в биологической среде, её мощности, чувствительности приемного тракта УЗД прибора, рассеивания ультразвука на акустических неоднородностях и т.д.

Радиальная разрешающая способность «Z» рис. 5, определяется минимальным расстоянием между трубопроводами (по которым движется со скоростью V, и V2 исследуемая жидкость), которые незначительно отличаются друг от друга. Расстояние «r», при котором эти скорости еще можно различать и определяет разрешающую способность.

Скорость переноса некоторого вещества  $V^B$  зависит от скорости кровотока  $V^K$  и концентрации вещества  $C^B$  в крови

$$V^B(t) = V^K(t) \cdot C^B(t), \quad (8)$$

Скорость кровотока можно определить с помощью экспериментальной установки, рассмотренной, выше.

Известно, что максимальное значение скорости кровотока у человека составляет (0,7-1,6) м/мс. При больших нагрузках, аномалиях она достигает (2÷2,5) м/мс. Диапазон измеряемых значений скорости кровотока определяются полосой пропускания акустоэлектрической преобразователя и полосой линейного преобразования частного детектора.

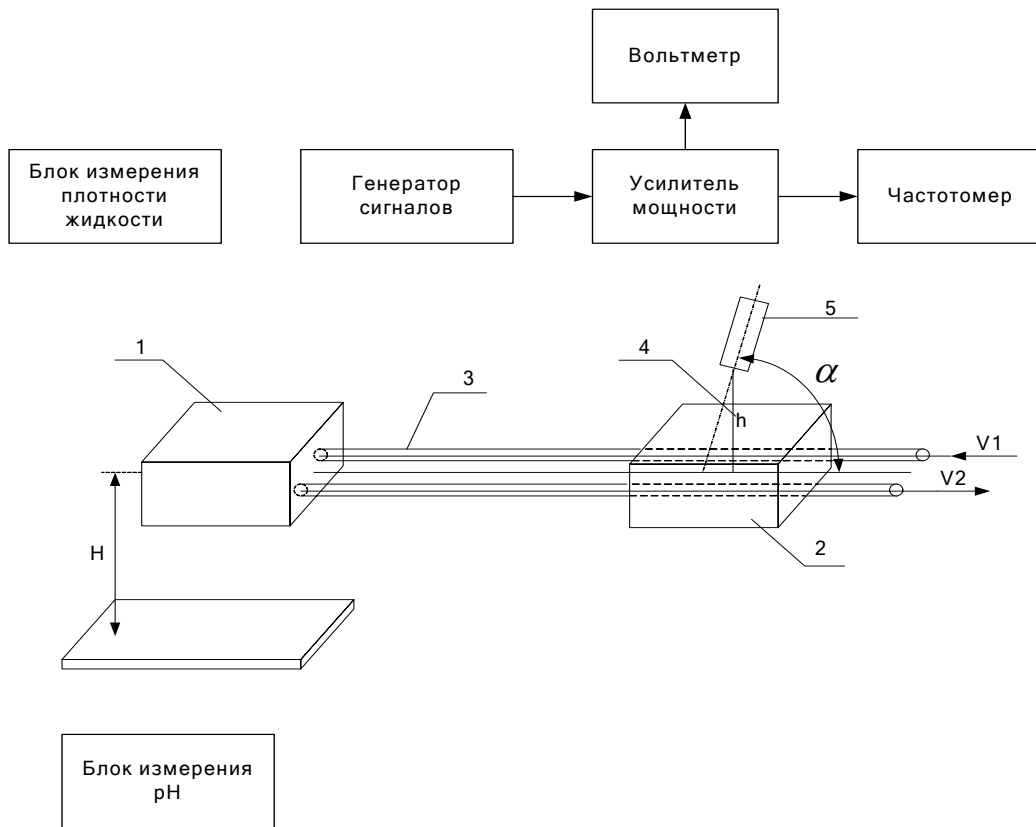


Рис. 4. Блок-схема экспериментальной установки

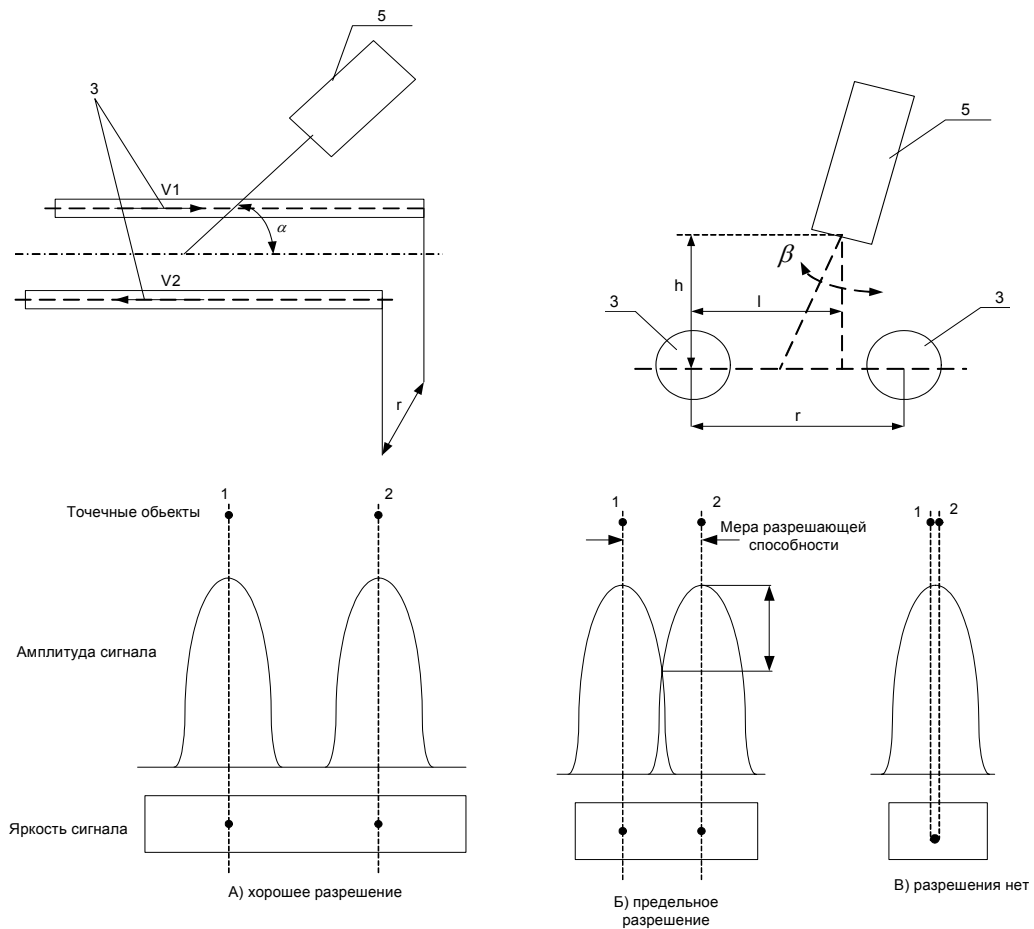


Рис. 5. Определение радиальной разрешающей способности

Согласно (3), доплеровский сдвиг  $\Delta f = 2f_0' \frac{V_{\pi}}{c}$  с точностью до константы  $\frac{2f_0}{c}$ , определяет нормальную составляющую скорости объекта. Для  $V_{\pi} = 2$  м/см и  $f_0 = 5$  МГц это значение  $\Delta f \approx 16$  кГц. Добротность  $Q$  для акустоэлектрического преобразователя с собственной резонансной частотой  $f_0' = 5$  МГц.

$$Q = \frac{2\pi}{\psi} = \frac{f_0'}{\Delta f_{0,707}}$$

где  $\psi$  – коэффициент поглощения в акустоэлектрическом преобразователе;

$\Delta f_{0,707}$  – ширина резонансного пика преобразователя на уровне 0,707 от максимальной амплитуды  $U_m$  на резонансной частоте  $f_0$ .

$$\text{Тогда } Q = \frac{f_0'}{\Delta f_{0,707}} = 312,5$$

Точность определения мгновенной скорости кровотока составляет (8÷12) %, что вполне достаточно при измерениях. Точность определяется стабильностью частоты задающего генератора и параметрами частотного детектора.

При гармоническом возбуждении поверхность излучателя совершает колебания  $U(t)$  с амплитудой  $U_0$

$$U(t) = U_0 \cos \omega t$$

где  $f$  – частота вынужденных колебаний от задающего генератора.

А колебательная скорость поверхности излучателя  $U^g(t) = -2\pi f U_0 \sin \omega t$ .

Варьируя параметрами  $f$  и  $U_0$  можно определить диапазон измеренных датчиком скоростей. Амплитуда  $U_0$  линейно зависит от подводимого к преобразователю напряжения  $U_1$  и, обычно, график зависимости  $U_0 = F(U_1)$  известен.

В табл.(1) приведены некоторые экспериментальные значения скорости кровотока для стандартного физиологического раствора (строка 1) и строка 2), когда плотность физиологического раствора путем добавки глюкозы была в 1,1 раза больше первой.

**Таблица 1**

1	1,2	1,1	1,3	0,98	1,1	0,95
2	0,93	1,1	1,08	0,95	0,89	0,97

Данные снимались через 30 минут.

Обработка экспериментальных данных показала, что продольная разрешающая способность составляет 0,65 мм, поперечная разрешающая способность не хуже 1,6 мм, а максимальная рабочая глубина порядка 130 мм.

## Выводы

При обследовании больного могут возникнуть ситуации, которые нельзя разрешить с помощью стандартных диагностических методов. Например, определить скорость переноса веществ по кровеносным сосудам, когда сечение их переменное, когда нарушена механическая прочность сосуда и т.д. В этих случаях стенд, рассмотренный в данной статье, будет просто незаменимым для врача-исследователя, при моделировании той ситуации, которая случилась с пациентом и для принятия мер. Причем, эксперименты ставятся не на человеке, а на экспериментальном стенде путем изменения плотности жидкости, ее скорости, взаимного расположения трубопроводов и т.д. А это будет способствовать выбору оптимального лечения больного. Предложенный экспериментальный стенд позволяет определить экспериментальные характеристики УЗД приборов Д-типа, что необходимо для их дальнейшего усовершенствования.

## Литература

1. Николаев Г.А., Лошилов В.И. Ультразвуковая технология в хирургии. – М.: Медицина, 1980. – 272 с.
2. Хилл К. Применение ультразвука в медицине М.: Медицина, 1989. – 386 с.
3. Atkinsonson P., Woodcock Y.P. Doppler Ultrasound and its in clinical Measuzement. – London: Akademik Press, 1982 – 288 p.
4. Кайко Г. Акустические волны. – М.: Мир, 1990. – 246 с.
5. Лищук В.А. Модель сосуда из последовательно соединенных модулей элементарного сосудистого участка // Клиническая физиология кровообращения. – 2007. №4 с.63-71.
6. Філімонов В.І., Наливайко Д.Г., Райцес В.С., Шевчук В.Г. Нормальна фізіологія. – К.: Здоров'я, 1994. – 244-379с.