

7. Федотов А.А., Акулова А.С., Акулов С.А. Анализ параметров частотной фильтрации электрокардиографического сигнала // Измерительная техника. 2014. № 11. С. 65-68.
8. Benitez D. et al. The use of the Hilbert transform in ECG signal analysis // Computers in Biology and Medicine. 2001. Vol. 31. PP. 399-406.
9. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко. – М.: Физматлит, 2007. 440 с.
10. Moody G.B., Mark R.G. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database // IEEE Engineering in Medicine and Biology. 2001. Vol. 20. Iss. 3. PP. 45-50.
11. Pan J., Tompkins W.J. A real time QRS detection algorithm // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1985. Vol. 32. PP. 230-236.
12. Ruha A., Sallinen S., Nissila S. A Real-Time Microprocessor QRS Detector System with a 1-ms Timing Accuracy for the Measurement of Ambulatory HRV // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1997. Vol. 44. Iss. 3. PP. 159-167.
13. Kadambe S., Murray R. et al. Wavelet transform based QRS complex Detector // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1999. Vol. 46. Iss. 7. PP. 838-848.

Александр Александрович Федотов,  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра лазерных и биотехнических систем,  
Самарский государственный аэрокосмический  
университет им. акад. С.П. Королева,  
г. Самара,  
e-mail: fedoaleks@yandex.ru

О.В. Муравьева, О.П. Богдан, С.Ф. Нафикова

## Влияние контрастных веществ на результаты измерения скорости кровотока методом ультразвуковой доплерографии

### Аннотация

Предложена модель, описывающая возникновение методической погрешности измерения скорости кровотока методом ультразвуковой доплерографии с использованием контрастных веществ, обусловленной силой радиационного давления. Исследовано влияние на величину погрешности измерения скорости кровотока вида контрастного вещества, параметров ультразвукового излучения, типа сосуда.

### Введение

Ультразвуковые (УЗ) доплеровские методы широко используются для оценки характеристик течения крови (линейная и объемная скорости кровотока и направление движения) и определения функционального состояния артерий (наличие атеросклеротического стеноза, закупорка сосудов тромбами и т. д.) [1].

В основе доплеровских исследований лежит регистрация изменения частоты УЗ-сигнала, рассеянного эритроцитами крови, относительно частоты излученного сигнала. В ряде случаев при исследовании мелких сосудов и капилляров в условиях недостаточности амплитуды рассеянного УЗ-сигнала для повышения достоверности диагностики в кровотоки вводят УЗ-контрастные вещества. Последние представляют собой искусственно созданные газовые микропузырьки радиусом 1...10 мкм, заключенные в биологическую оболочку (обычно альбуминовую или липидную), предотвращающую быстрое растворение и слипание пузырьков [2].

Погрешность измерения скорости кровотока при УЗ-доплерографии складывается из случайных погрешностей, обусловленных условиями проведения исследования сосуда (турбулентность, изогнутость, движение сосуда) и отклонением угла ввода УЗ-волны от предполагаемого при исследовании, и систематических инструментальных погрешностей обработки цифрового сигнала (анализ огибающей доплеровского сигнала, ошибка измерения индексов, расширение спектра) [1]. Большинство указанных факторов учитывается при проектировании аппаратов УЗ-диагностики.

Одной из причин, влияющих на точность измерения скорости кровотока, является сила радиационного давления УЗ-излучения на форменные элементы (эритроциты) крови, приводящая к появлению дополнительного вектора скорости движения частиц крови и, как следствие, к увеличению (уменьшению) измеряемой скорости кровотока в зависимости от направления УЗ-луча. Ввод контрастных веществ в кровь может существенно увеличить воздействие силы радиационного давления, а следовательно, привести к неисключенной методической погрешности при измерении истинной скорости кровотока.

Нами разработана модель и теоретически исследовано влияние контрастных веществ на результаты измерения скорости кровотока методом УЗ-доплерографии, обусловленное воздействием силы радиационного давления, а также зависимость погрешности измерения скорости от параметров УЗ-излучения и от физических свойств отражателей.

### Материалы и методы

При исследованиях использована модель движения газового пузырька в жидкости, вызванного действием силы радиационного давления УЗ-излучения, предложенная в [3].

Согласно этой модели вектор скорости  $\bar{V}$  движения пузырька может быть определен по формуле

$$\bar{V} = \frac{\bar{F}_{\Sigma}}{6\pi r \eta}, \quad (1)$$

где  $r$  – радиус пузырька;  $\eta$  – вязкость окружающей среды;  $\bar{F}_{\Sigma}$  – вектор результирующей силы, действующей на пузырек. В общем случае вектор  $\bar{F}_{\Sigma}$  определяется суммой векторов выталкивающей силы  $\bar{F}_b$ , силы радиационного давления  $\bar{F}_R$  и силы тяжести  $\bar{F}_G$  (рис. 1):

$$\bar{F}_{\Sigma} = \bar{F}_b + \bar{F}_R + \bar{F}_G. \quad (2)$$

При УЗ-доплеровском исследовании основными отражающими элементами крови являются эритроциты. Силы, действующие на эритроцит, на рис. 1 имеют индекс «е». В случае присутствия в крови контрастного вещества на его частицы действуют силы, обозначенные на рис. 1 индексом «с». Абсолютная величина вектора силы радиационного давления, действующего на эритроцит  $F_{Re}$  в направлении УЗ-излучения, может быть определена с использованием формулы для твердой сжимаемой сферы [1]:

$$F_{Re} = \frac{4\pi r_e^2 I}{C_0} (kr_e)^4 \left[ \left( \frac{1}{\delta} - \frac{2+\delta}{3\mu^2} \right)^2 + \frac{2}{9} \left( \frac{\delta-1}{\delta} \right)^2 \right], \quad (3)$$

где  $\mu = C_e / C_0$  ( $C_e$  и  $C_0$  – скорости ультразвука в эритроците и плазме крови);  $\delta = \rho_0 / \rho_e$  ( $\rho_e$  и  $\rho_0$  – плотность эритроцита и плазмы крови);  $k = \omega / C_0$  – волновое число в плазме ( $\omega = 2\pi f$  – круговая частота УЗ-излучения);  $I$  – интенсивность УЗ-излу-

чения;  $r_e$  – радиус эритроцита.

Для частиц контрастного вещества в виде газового пузырька без оболочки (например контрастное вещество Echogen, газ Додекафторпентан) сила действующего на него радиационного давления  $F_{Rc}$  может быть определена по формуле [1]

$$F_{Rc} = \frac{4\pi r^2 I (kr_c)^4}{C_0 \left\{ (kr_c)^6 + \left[ \frac{3\mu^2}{\delta} - (kr_c)^2 \right] \right\}}, \quad (4)$$

где  $r_c$  – радиус пузырька;  $\mu = C_c / C_0$  ( $C_c$  – скорость звука в газе);  $\delta = \rho_0 / \rho_c$  ( $\rho_c$  – плотность газа пузырька).

При использовании в качестве контрастного вещества инкапсулированных пузырьков воздуха, заключенных в альбуминовую оболочку (например Albunex), сила радиационного давления зависит не только от размеров и свойств пузырька и окружающей среды, но и от толщины и свойств оболочки [2]:

$$F_{Rc} = \frac{4\pi\rho_0 C_0 I \omega \sigma k_c (r_c - h_m)}{\alpha \rho_m \left[ (\omega^2 - \omega_0^2)^2 + \omega^2 \sigma^2 \right]}, \quad (5)$$

где  $\omega_0$  – резонансная частота пузырька;  $\rho_m$  – плотность оболочки;  $r_c$  – внешний радиус пузырька;  $h_m$  – толщина оболочки;

$$\alpha = 1 - \left( 1 - \frac{\rho_0}{\rho_m} \right) \frac{r_c - h_m}{r_c}; \quad (6)$$

$\sigma$  – суммарная диссипативная постоянная

$$\sigma = \frac{\rho_0 (r_c - h_m) \omega^2}{\alpha C_0 \rho_m} + \frac{4\eta (r_c - h_m)}{\alpha \rho_m r_c^3} + \frac{4\eta_m [r_c^3 - (r_c - h_m)^3]}{\alpha \rho_m (r_c - h_m)^2 r_c^3}, \quad (7)$$

где  $\eta$  и  $\eta_m$  – коэффициенты сдвиговой вязкости крови и оболочки.

Размеры пузырьков, используемых в контрастных веществах для УЗ-диагностики, составляют  $r_c = 1 \dots 10$  мкм, при этом значение выталкивающей силы  $F_B$  имеет порядок  $10^{-14} \dots 10^{-11}$  Н, значение силы тяжести –  $F_G \approx 10^{-17} \dots 10^{-14}$  Н, что существенно меньше силы радиационного давления. В случае эритроцита значения  $F_B \approx F_G \approx 3 \cdot 10^{-12}$  Н. В пренебрежении действием выталкивающей силы и силы тяжести формула для определения погрешности измерения скорости в направлении кровотока  $\Delta V$  принимает вид

$$\Delta V = \frac{F_R \cos \theta}{6\pi r_c \eta}, \quad (8)$$

где  $\theta$  – угол ввода УЗ-излучения.

Исследования по оценке влияния контрастных веществ на измерение скорости кровотока проведены на примере свободных и инкапсулированных (в альбуминовой оболочке) пузырьков газа. В качестве исходных данных для расчетов приняты [1], [2]:

- характеристики плазмы крови:  $\rho_0 = 1030$  кг/м<sup>3</sup>;  $C_0 = 1400$  м/с;  $\eta = 2,2 \cdot 10^{-3}$  Па·с;
- характеристики эритроцита:  $r_e = 4$  мкм;  $\rho_e = 1090$  кг/м<sup>3</sup>;  $C_e = 1600$  м/с;
- характеристики контрастного вещества в виде свободных газовых пузырьков:  $\rho_c = 1,29$  кг/м<sup>3</sup>;  $C_c = 330$  м/с;  $r_c = 1 \dots 10$  мкм;
- характеристики контрастного вещества в виде инкапсулированных газовых пузырьков в альбуминовой оболочке:  $\rho_c = 1,29$  кг/м<sup>3</sup>;  $C_c = 330$  м/с;  $r_c = 1 \dots 10$  мкм;  $\rho_m = 1020$  кг/м<sup>3</sup>;  $h_m = 150$  нм;
- параметры УЗ-излучения:  $f = 2 \dots 10$  МГц;  $I = 50 \dots 1000$  мВт/см<sup>2</sup>;  $\theta = 0 \dots 90^\circ$ .

## Результаты

Влияние радиуса  $r_c$  пузырька контрастного вещества на величину силы радиационного давления  $F_{Re}$  и погрешность оценки скорости движения кровотока  $\Delta V$ , обусловленной радиационным давлением, иллюстрирует *рис. 2*.

Сила радиационного давления увеличивается более чем на порядок при увеличении радиуса пузырька от 1 до 10 мкм, при этом в области малых радиусов наблюдается превышение силы радиационного давления для инкапсулированного пузырька над свободным (*рис. 2a*). В отсутствие контрастных веществ  $\Delta V \sim 10^{-6}$  см/с и не влияет на результаты доплеровских исследований, диапазон чувствительности которых составляет от 0,1 до 100 см/с. Из графика *рис. 2б* видно, что при введении в кровь контрастных веществ погрешность скорости, обусловленная действием радиационного давления, увеличивается до уровня чувствительности доплеровских сканеров. Различие в характере поведения кривых для свободных и инкапсулированных пузырьков в диапазоне малых радиусов ( $r_c = 1 \dots 4$  мкм) обусловлено различием их резонансных размеров ( $r_{cR} = 0,63$  мкм для свободного пузырька,  $r_{cR} = 0,55$  мкм для инкапсулированного пузырька). При дальнейшем увеличении радиуса пузырька влиянием толщины оболочки, малой в сравнении с радиусом пузырька, можно пренебречь, при этом кривые 1 и 2 сливаются и погрешность измерения скорости увеличивается до 0,75 см/с при  $r_c = 10$  мкм.

На погрешность измерения скорости кровотока существенное влияние могут оказывать параметры УЗ-излучения (частота  $f$ , интенсивность  $I$ , угол ввода  $\theta$ ). На *рис. 3* представлены линии уровня погрешности измерения скорости кровотока  $\Delta V$  при наличии контрастного вещества без оболочки (*рис. 3a*) и с

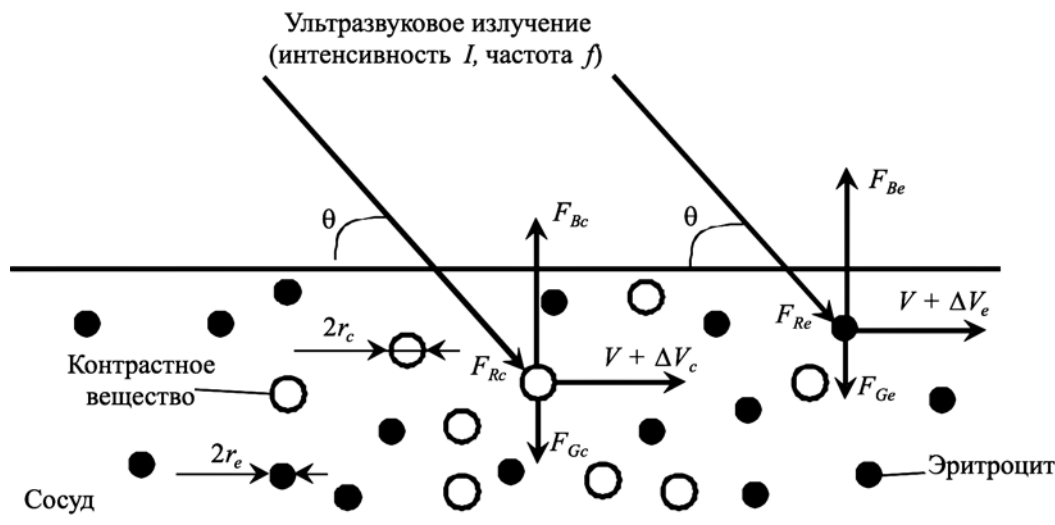


Рис. 1. Силы, действующие на отражатели, при УЗ-доплеровском исследовании кровотока с использованием контрастных веществ

альбуминовой оболочкой (рис. 3б) в зависимости от частоты  $f$  и интенсивности  $I$  в диапазоне параметров излучения при УЗ-доплерографии ( $f = 2...10$  МГц,  $I = 50...720$  мВт/см<sup>2</sup>). Цифрами на кривых показана погрешность измерения скорости  $\Delta V$  в сантиметрах в секунду.

Наибольшая погрешность измерения скорости кровотока  $\Delta V$  наблюдается при минимальной частоте (что объясняется приближением к резонансному размеру пузырька) и максимальной интенсивности УЗ-излучения. При прочих равных условиях использование инкапсулированных пузырьков приводит к большей погрешности измерения скорости. В частности, при интенсивности  $I = 700$  мВт/см<sup>2</sup> на частоте  $f = 5$  МГц величина погрешности измерения скорости кровотока  $\Delta V$  для свободного пузырька равна  $\Delta V = 0,81$  см/с, для инкапсулированного пузырька  $\Delta V = 0,91$  см/с. При интенсивности УЗ-излучения  $I = 300$  мВт/см<sup>2</sup> линия погрешности  $\Delta V = 0,35$  см/с соответствует частоте  $f = 5$  МГц для свободного и  $f = 7,5$  МГц для инкапсулированного пузырьков.

Отметим, что в отсутствие контрастного вещества погрешностью  $\Delta V$  измерения скорости кровотока можно пренебречь при любом соотношении частоты  $f$  и интенсивности  $I$  УЗ-излучения ввиду того, что последняя существенно меньше уровня чувствительности УЗ-доплерографии.

Результаты оценки влияния угла ввода  $\theta$  УЗ-излучения на погрешность измерения скорости кровотока, обусловленную действием силы радиационного давления, представлены на рис. 4а. Известно, что наиболее достоверное определение сдвига доплеровской частоты наблюдается при условии совпадения направлений УЗ-излучения и движения кровотока ( $\theta = 0^\circ$ ,

$\theta = 180^\circ$ ), при  $\theta = 90^\circ$  доплеровский сдвиг равен нулю. Как следует из рис. 4а, при  $\theta = 0^\circ$  и при наличии контрастного вещества наблюдается максимальная величина погрешности скорости  $\Delta V = 1,5$  см/с ( $r_c = 1$  мкм,  $f = 2,5$  МГц), при этом в отсутствие контрастного вещества эта погрешность незначительна ( $\Delta V = 9 \cdot 10^{-6}$  см/с) и находится за пределами чувствительности УЗ-сканеров. С увеличением угла ввода УЗ-излучения величина погрешности уменьшается, стремясь к нулю при стремлении  $\theta$  к  $90^\circ$ .

Согласно анализу формул (4)-(5) сила радиационного давления, а следовательно, и погрешность измерения кровотока могут возрастать при приближении радиусов отражателей контрастного вещества к резонансным размерам. В диапазоне частот УЗ-доплерографии ( $f = 2...10$  МГц) резонансные размеры для свободных пузырьков соответствуют значениям  $r_{cR} = 1,6...0,3$  мкм, для инкапсулированных пузырьков с толщиной оболочкой  $h_m = 150$  нм –  $r_{cR} = 0,6...0,5$  мкм. То есть при размерах отражателей  $r_c = 1...10$  мкм, используемых в контрастных веществах, резонансные частоты находятся, как правило, вне диапазона частот УЗ-доплерографии. Исключение составляют отражатели в виде свободных пузырьков минимальных размеров ( $r_c = 1...2$  мкм) на частотах  $f = 3...2$  МГц.

Влияние толщины альбуминовой оболочки  $h_m$  на результаты УЗ-доплерографии иллюстрирует рис. 4б, из которого следует, что увеличение  $h_m$  может приводить к возникновению резонансов в диапазоне частот УЗ-доплерографии: например, при  $r_c = 1$  мкм резонансная толщина оболочки  $h_{mR} = 275$  нм на частоте  $f = 2,5$  МГц,  $h_{mR} = 300$  нм на частоте  $f = 10$  МГц (кривые 2 и 3). В области резонансов погрешности измерения скоро-

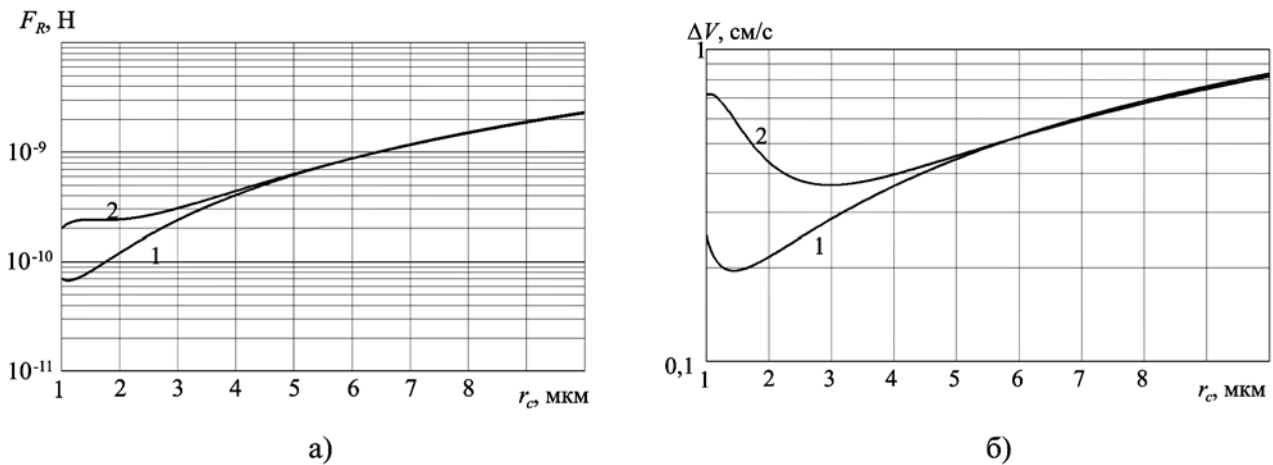


Рис. 2. Зависимость силы радиационного давления (а) и погрешности  $\Delta V$  измерения скорости кровотока (б) от радиуса отражателя контрастного вещества  $r$  при  $f = 5$  МГц,  $I = 350$  мВт/см<sup>2</sup>,  $\theta = 40^\circ$ : 1 – пузырек без оболочки; 2 – пузырек с альбуминовой оболочкой ( $h_m = 150$  нм)

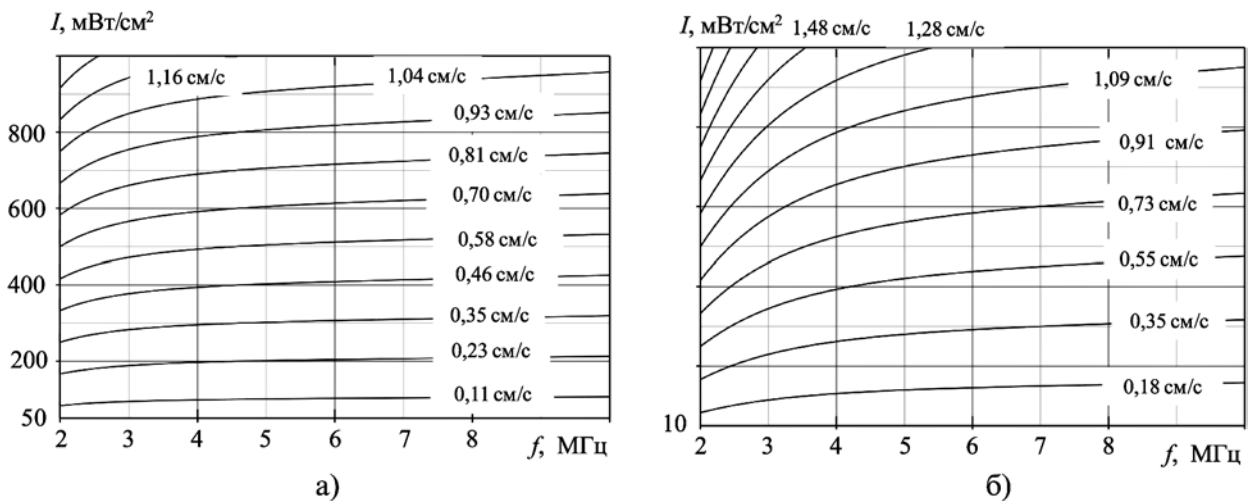


Рис. 3. Линии погрешности измерения скорости кровотока  $\Delta V$  с контрастным веществом в зависимости от параметров излучения  $I$ ,  $f$  ( $r_c = 5$  мкм,  $\theta = 40^\circ$ ): а) пузырек без оболочки; б) пузырек с альбуминовой оболочкой

сти могут достигать существенных величин:  $\Delta V = 7$  см/с,  $\Delta V = 12$  см/с соответственно. Отметим, что при некоторых параметрах отражателя уменьшение толщины оболочки может вести к увеличению погрешности измерения скорости кровотока  $\Delta V$  (кривые 2 и 3) или не влиять на величину погрешности (кривые 1 и 4).

Известно, что диапазон скоростей кровотока меняется в широких пределах: от 50 см/с в крупных артериях до 0,05 см/с в венах и капиллярах [1], поэтому, в зависимости от исследуемого кровотока, погрешность измерения скорости кровотока может быть пренебрежимо малой или оказывать существенное влияние на результат исследования. Результаты расчета относительной погрешности измерения скорости кровотока  $\Delta V / V$ , обусловленной действием сил радиационного давления УЗ-излучения, для кровеносных сосудов различных

типов при различных параметрах УЗ-излучения сведены в табл. 1.

Из табл. 1 видно, что в отсутствие контрастных веществ методическая погрешность измерения скорости кровотока  $\Delta V / V$ , обусловленная радиационным давлением, не влияет на результаты измерения вне зависимости от типа сосуда. При введении контрастных веществ погрешность измерения скорости кровотока становится соизмеримой со скоростью кровотока и в зависимости от интенсивности и частоты УЗ-излучения и типа контрастного вещества может меняться в диапазоне от единиц процентов для крупных сосудов с высокой скоростью кровотока до нескольких тысяч процентов для мелких сосудов и капилляров с низкой скоростью кровотока. В случае диагностики крупных сосудов (аорты, артерии, вены) указанной методической погрешностью измерения скорости кро-

Таблица 1

Соотношение скоростей кровотока и погрешностей измерения скорости кровотока под действием УЗ-излучения ( $\theta = 40^\circ$ )

Относительная погрешность измерения скорости кровотока $\Delta V / V$ , %							
Кровеносный сосуд			Аорта	Средняя артерия	Вена	Венула	Капилляр
Средняя скорость кровотока, см/с			50	20	15	0,07	0,05
Без контрастного вещества ( $r_c = 4$ мкм)	$I = 350$ мВт/см <sup>2</sup>	$f = 2,5$ МГц	$1,8 \cdot 10^{-7}$	$4,5 \cdot 10^{-7}$	$6,0 \cdot 10^{-7}$	$1,3 \cdot 10^{-4}$	$1,8 \cdot 10^{-4}$
		$f = 5$ МГц	$3,0 \cdot 10^{-6}$	$7,5 \cdot 10^{-6}$	$1,0 \cdot 10^{-5}$	$2,1 \cdot 10^{-3}$	$3,0 \cdot 10^{-3}$
		$f = 10$ МГц	$4,8 \cdot 10^{-5}$	$1,2 \cdot 10^{-4}$	$1,6 \cdot 10^{-4}$	$3,4 \cdot 10^{-2}$	$4,8 \cdot 10^{-2}$
	$I = 720$ мВт/см <sup>2</sup>	$f = 2,5$ МГц	$3,8 \cdot 10^{-7}$	$9,5 \cdot 10^{-7}$	$1,3 \cdot 10^{-6}$	$2,7 \cdot 10^{-4}$	$3,8 \cdot 10^{-4}$
		$f = 5$ МГц	$6,2 \cdot 10^{-5}$	$1,6 \cdot 10^{-4}$	$2,1 \cdot 10^{-4}$	$4,4 \cdot 10^{-2}$	$6,2 \cdot 10^{-2}$
		$f = 10$ МГц	$9,8 \cdot 10^{-5}$	$2,5 \cdot 10^{-4}$	$3,3 \cdot 10^{-4}$	$7,0 \cdot 10^{-2}$	$9,8 \cdot 10^{-2}$
Контрастное вещество без оболочки ( $r_c = 5$ мкм)	$I = 350$ мВт/см <sup>2</sup>	$f = 2,5$ МГц	1,0	2,5	3,3	$7,1 \cdot 10^2$	$1,0 \cdot 10^3$
		$f = 5$ МГц	$8,8 \cdot 10^{-1}$	2,2	2,9	$6,3 \cdot 10^2$	$8,8 \cdot 10^2$
		$f = 10$ МГц	$8,4 \cdot 10^{-1}$	2,1	2,8	$6,0 \cdot 10^2$	$8,4 \cdot 10^2$
	$I = 720$ мВт/см <sup>2</sup>	$f = 2,5$ МГц	2,0	5,1	6,8	$1,5 \cdot 10^3$	$2,0 \cdot 10^3$
		$f = 5$ МГц	1,8	4,6	6,1	$1,3 \cdot 10^3$	$1,8 \cdot 10^3$
		$f = 10$ МГц	1,7	4,3	5,7	$1,2 \cdot 10^3$	$1,7 \cdot 10^3$
Контрастное вещество с оболочкой ( $r_c = 5$ мкм, $h_m = 150$ нм)	$I = 350$ мВт/см <sup>2</sup>	$f = 2,5$ МГц	1,3	3,2	4,2	$9,0 \cdot 10^3$	$1,3 \cdot 10^3$
		$f = 5$ МГц	$9,2 \cdot 10^{-1}$	2,3	3,1	$6,6 \cdot 10^2$	$9,2 \cdot 10^2$
		$f = 10$ МГц	$8,0 \cdot 10^{-1}$	2,0	2,7	$5,7 \cdot 10^2$	$8,0 \cdot 10^2$
	$I = 720$ мВт/см <sup>2</sup>	$f = 2,5$ МГц	2,6	6,5	8,6	$1,8 \cdot 10^3$	$2,6 \cdot 10^3$
		$f = 5$ МГц	1,9	4,7	6,3	$1,3 \cdot 10^3$	$1,9 \cdot 10^3$
		$f = 10$ МГц	1,7	4,2	5,5	$1,2 \cdot 10^3$	$1,7 \cdot 10^3$

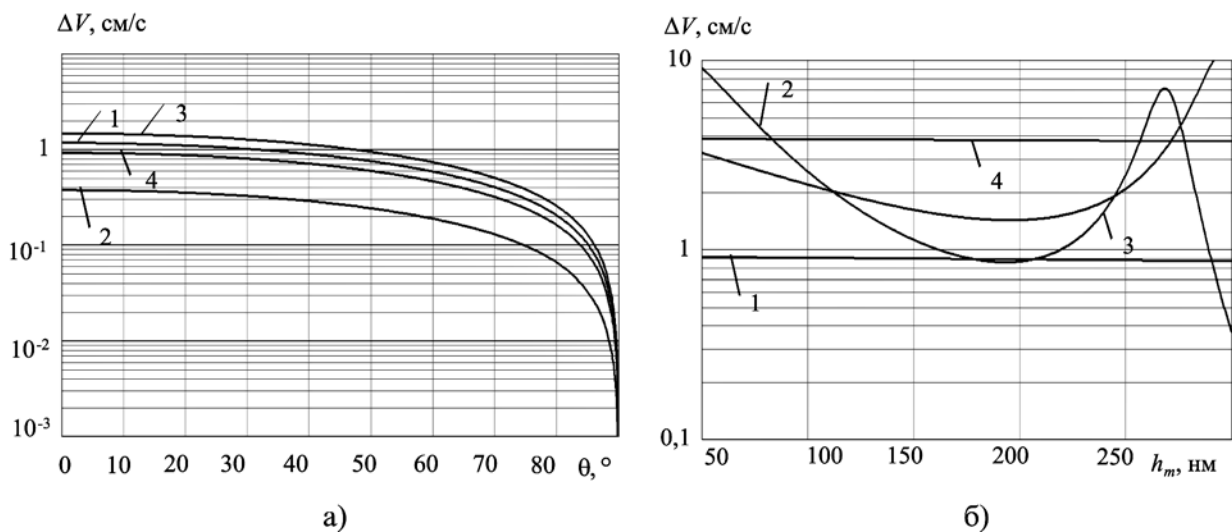


Рис. 4. Зависимости погрешности  $\Delta V$  измерения скорости кровотока с контрастным веществом ( $I = 350$  мВт/см<sup>2</sup>): а) от угла ввода УЗ-излучения  $\theta$  ( $h = 150$  нм); б) от толщины альбуминовой оболочки  $h_m$  ( $\theta = 40^\circ$ ): 1 – для  $r_c = 10$  мкм,  $f = 2,5$  МГц; 2 – для  $r_c = 1$  мкм,  $f = 10$  МГц; 3 – для  $r_c = 1$  мкм,  $f = 2,5$  МГц; 4 – для  $r_c = 10$  мкм,  $f = 10$  МГц

вотока можно пренебречь. При исследовании сосудов средних размеров указанную погрешность следует учитывать, так как изменение скорости кровотока на несколько сантиметров в секунду может являться важным диагностическим признаком. При диагностике мелких сосудов (венулы и капилляры) погрешность измерения скорости кровотока, обусловленная действием силы радиационного давления, может существенно превышать значения истинной скорости, а следовательно, привести к ошибочному диагнозу. В частности, явление ускорения кровотока при использовании контрастных веществ объясняется не результатом взаимодействия контрастного вещества с кровью, а является следствием появления дополнительной погрешности его измерения. Поэтому введение в кровь контрастного вещества не позволяет адекватно измерять скорость кровотока в мелких сосудах, а может использоваться лишь для визуализации проходимости крови по сосудам.

## Заключение

Таким образом, неучтенная методическая погрешность измерения скорости кровотока, обусловленная действием силы радиационного давления, пренебрежимо мала в отсутствие контрастных веществ при диагностике методом УЗ-доплерографии как крупных сосудов, так и капилляров. Введение в кровь контрастных веществ существенно увеличивает величину погрешности измерения скорости, особенно в случае мелких сосудов с низким значением скорости кровотока, а также при значениях характеристик отражателя контрастного вещества (радиус и толщина оболочки) и параметров УЗ-излучения (частота), соответствующих условию резонанса.

Предложенная методика расчета систематической методической погрешности измерения скорости кровотока при использовании контрастных веществ позволяет учитывать ее как инструментальную при УЗ-доплерографии. При этом следует учитывать параметры УЗ-излучения (частоту, интенсивность,

угол ввода), характеристики исследуемого сосуда и используемого контрастного вещества.

*Работа выполнена в рамках проекта № 3.751.2014К по государственному заданию Министерства образования и науки РФ ФГБОУ ВПО «Ижевский государственный технический университет им. М.Т. Калашиникова» на 2014-2016 гг. в части проведения научно-исследовательских работ.*

## Список литературы:

1. Ультразвук в медицине. Физические основы применения / Под ред. К. Хилла; пер. Л.Р. Гаврилова, В.А. Хохловой, О.А. Сапожникова. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2008. 544 с.
2. Дойников А.А. Пространственно-временная динамика микропузырьковых контрастных агентов в ультразвуковых полях / Фундаментальные и прикладные физические исследования 2002-2009 гг. Сб. науч. тр. под. ред. В.Г. Барышевского. – Минск: БГУ, 2009. 415 с.
3. Коробейникова О.В., Кузнецов Е.П., Богдан О.П. Исследование физических механизмов артефакта ультразвуковой доплерографии «псевдопоток» // Медицинская физика. 2009. № 3 (43). С. 64-70.

*Ольга Владимировна Муравьева,  
д-р техн. наук, профессор,*

*Ольга Павловна Богдан,  
канд. техн. наук, ст. преподаватель,*

*Светлана Флюровна Нафикова,  
магистрант,*

*Ижевский государственный технический  
университет им. М.Т. Калашиникова,*

*г. Ижевск,*

*e-mail: olgak166@mail.ru*

---

*А.К. Евсеев, О.А. Левина, С.С. Петриков, А.В. Пинчук, Б.И. Леонов, Н.Е. Беняев,  
И.В. Горончаровская, З.Г. Марутян, Д.Е. Лазовский, М.М. Гольдин*

## Электрохимический прибор для определения редокс-потенциала плазмы и сыворотки крови

### Аннотация

Создан прибор для определения редокс-потенциала плазмы и сыворотки крови с помощью электрохимических измерений в тестируемой среде потенциала платинового электрода при разомкнутой цепи. На основе данных, полученных при мониторинге редокс-потенциалов плазмы и сыворотки крови 63 практически здоровых добровольцев и 86 пациентов с черепно-мозговой травмой, трансплантированной почкой и реанимационных больных с острой тяжелой травмой, были разработаны диагностические и прогностические критерии оценки состояния указанных групп пациентов.

В последние годы наблюдается активный интерес к развитию неспецифического диагностического метода, в основе которого лежит измерение редокс-потенциалов (РП) биологических сред. С помощью этого метода современные исследователи стремятся получить информацию о статусе окислительно-восстановительного блока гомеостатических процессов, протекающих в организме, и найти корреляции РП с клиническими биохимическими параметрами и клиническими признаками заболевания. Несмотря на ряд трудностей в реализации надежных измерений РП, использование этого параметра в качестве маркера патологических состояний организма представляется вполне перспективным, особенно учитывая, что многие процессы гомеостаза являются электрохимическими [1].

Величина РП плазмы крови является интегральным показателем процессов, протекающих в организме [2]. Было установлено, что смещение величины РП в положительную область свидетельствует о накоплении в организме кислорода и прооксидантов [3], [4], тогда как смещение величины РП в отрицательную область говорит об увеличении уровня антиоксидан-

тов [5]. Таким образом, имеется возможность интерпретировать изменения в состоянии пациентов в зависимости от направления сдвигов величин РП и прогнозировать наступление патологического состояния у пациента, например состояния окислительного стресса [6].

При развитии электрохимического метода прежде всего важно было учитывать взаимодействие платины с растворенным в биологических средах кислородом, поскольку еще А.Н. Фрумкин с соавторами обнаружили образование на платине поверхностных оксидных слоев в результате ее контакта с кислородом [7], что приводило к смещению величины РП. По нашему мнению, изменение состава поверхностных оксидов платины является основным фактором «ответа» платинового электрода на изменение окислительно-восстановительных свойств тестируемой среды.

Эти соображения привели нас к созданию унифицированного электрохимического метода измерений потенциала платинового электрода при разомкнутой цепи с помощью предварительной обработки поверхности этого электрода. Одним