

УДК 534-29

**Е.А. Баранник**, д-р физ.-мат. наук, **М.Ф. Нежелская**, **И.В. Скресанова**

Харьковский национальный университет имени В.Н. Каразина,

пл. Свободы, 6, г. Харьков, 61077, Украина.

## **Повышение точности определения количественных параметров движения крови в ультразвуковых доплеровских системах**

*В работе исследован вопрос о повышении эффективности измерения диагностических параметров кровеносной системы путем определения зависимости расхода крови и различных индексов кровотока от спектральных характеристик ультразвукового доплеровского отклика потоков крови. Показано, что мгновенная мощность доплеровского сигнала позволяет судить об изменении диаметра потока крови за кардиоцикл. На основе аналитических выражений для мгновенной мощности доплеровского сигнала, учитывающих фокусирование волн при произвольном соотношении между длительностью зондирующих импульсов и диаметром кровеносного сосуда, в работе получены выражения для индексов Стюарта, Гослинга и Пурсело, а также расхода крови, определяемых в ультразвуковых доплеровских системах. Найденные выражения позволяют установить степень диагностической ценности новых предложенных индексов потоков крови и уточнить методику определения расхода крови в процессе ультразвуковых диагностических исследований.*

Библ. 17, рис. 5.

**Ключевые слова:** ультразвуковая доплерография, доплеровский спектр, средняя скорость, систолическая и диастолическая скорость, индексы кровотока, расход крови, ударный объем сердца.

### **Введение**

Как известно, ультразвуковые доплеровские методы являются эффективным средством неинвазивного исследования характеристик движения тканей в организме человека [2,17] и широко применяются также в кардиологии и сосудистой диагностике [14,17]. В частности, важными количественными параметрами, определяемыми в процессе ультразвуковой доплеровской диагностики, являются, например, поток или расход крови, усредненная по времени и средняя по сечению сосуда скорость потока крови, индекс периферического сопротивления Пурсело [4], пульсационный индекс Гослинга [3] и индекс спектрального расширения Стюарта [8]. Эти индексы являются важнейшими диагно-

стическими характеристиками для идентификации целого ряда сосудистых патологий [14]. Так, например, индексы Пурсело и Гослинга косвенно характеризуют состояние периферического сопротивления в исследуемой сосудистой системе, индекс Стюарта позволяет косвенно оценить степень турбулентности потоков крови, а величина расхода крови лежит в основе расчета целого ряда величин, характеризующих работу сердца и всего аппарата кровообращения, к числу которых относятся такие производные показатели, как механическая работа и мощность сердечного сокращения, сопротивление сосудистого русла.

В общем случае названные диагностические параметры могут быть определены с помощью найденных спектров ультразвукового доплеровского отклика потока крови. Так, расход крови ( $Q$ ) определяется непосредственно измеряемой величиной усредненной по времени и средней по сечению сосуда скорости потока крови  $TAV$  (Time Average Velocity) [14]:  $Q = A \cdot TAV$ , где  $A$  - площадь поперечного сечения сосуда в диастоле. Количественные индексы Стюарта, Гослинга и Пурсело требуют также вычисления пиковых систолической и диастолической скоростей потока крови. Известно, что вследствие пульсирующего характера течения крови в артериях линейная скорость и расход крови непрерывно изменяются: они максимальны в аорте и легочной артерии в момент систолы желудочков и уменьшаются во время диастолы. Точность оценки объемной скорости кровотока зависит от соответствия полученной величины диаметра его значению в диастолу, чего при визуальной оценке в В-режиме, как правило, достичь не удается. В результате ошибка измерения объемной скорости кровотока может достигать 30-35%. Поэтому задача корректного пересчета средних скоростей, получаемых на основании измеряемых спектральных характеристик, в средние по диаметру кровеносного сосуда скорости при наличии градиентов скорости движения и произвольном соотношении между размерами кровеносного сосуда и зондирующего пучка остается весьма актуальной.

В работах [5,6,15,16] произведено теоретическое обоснование возможностей повышения

эффективности измерения параметров кровотока (расхода кровотока и некоторых индексов потока крови) в ультразвуковых доплеровских измерительных системах. В частности, было предложено вычислять величину расхода крови из мгновенной мощности доплеровского спектра отклика потоков крови. В [6,15] предложена группа новых индексов, по форме аналогичных традиционно используемым индексам потоков крови Стюарта, Гослинга и Пурсело, отличающихся тем, что выводы о состоянии сосудов производятся на основании анализа кривой мгновенной мощности, а не кривой максимальных скоростей эритроцитов. Традиционные индексы позволяют судить о таких свойствах через динамический диапазон скоростей потоков крови. Новые индексы, по мнению авторов, могут оказаться более диагностически значимыми, поскольку характеризуют упругие свойства сосудов непосредственно через динамический диапазон поперечных сечений сосуда.

Указанные предложения по модернизации измерений параметров кровотока нуждаются в корректном теоретическом описании спектров мощности доплеровского отклика, анализе зависимости этих величин от различных факторов, в частности, от диаметра сосуда, и соответствующей коррекции расчетной методики.

В настоящее время общие физические механизмы формирования спектральных характеристик импульсных и непрерывно-волновых доплеровских сигналов, описанные в работе [17], известны достаточно хорошо. На ширину доплеровского спектра отклика линии тока наибольшее влияние оказывает величина измерительного объема, задаваемого длительностью зондирующих импульсов, и дифракционное искривление волнового фронта зондирующих пучков волн, формируемых ультразвуковым преобразователем в различных режимах фокусирования волн [1]. При непрерывном излучении пучков плоских волн известны общие аналитические выражения для полных спектров при произвольном соотношении между шириной пучков волн и поперечным размером исследуемого потока крови [9,10]. Аналогичным образом, известны полные спектры мощности доплеровского сигнала при зондировании короткими импульсами фокусированного пучка волн [1,10-12]. Также в работах [7,13,16] получены общие выражения для полных доплеровских спектров при действии различных физических факторов, учитывающие фокусирование волн при произвольном соотношении между длительностью зонди-

рующих импульсов и диаметром кровеносного сосуда.

Из анализа научно-технической литературы можно сделать вывод, что выражения для мощности доплеровского отклика потоков крови при произвольном соотношении между параметрами ультразвуковых полей и потоков крови не использовались для определения диагностической ценности новых предложенных индексов при исследовании состояния кровеносной системы. Настоящая работа посвящена исследованию данного вопроса.

### Зависимость диагностических индексов от спектральных характеристик доплеровского сигнала

В работе [7] впервые предложена группа новых параметров, по форме аналогичных традиционно используемым индексам потоков крови Стюарта, Гослинга и Пурсело, отличающихся тем, что выводы о состоянии сосудов производятся на основании анализа кривой мгновенной мощности, а не кривой максимальных скоростей эритроцитов:

$$PI_{new} = \frac{P_S - P_D}{P_A}, \quad (1)$$

$$ISD_{new} = \frac{P_S}{P_D}, \quad (2)$$

$$RI_{new} = \frac{P_S - P_D}{P_S} = 1 - 1/ISD_{new}, \quad (3)$$

где  $t$  – время,  $P_S = \max[P(t)]$  и  $P_D = \min[P(t)]$  – мощность ультразвукового доплеровского отклика в систолу и диастолу соответственно,  $P(t)$  – текущее значение полной мощности доплеровского сигнала,  $P_A$  – средняя за кардицикл максимальная мощность сигнала:

$$P_A = \frac{1}{ET} \int_0^{ET} P(t) dt,$$

где  $ET$  – интервал времени между двумя соседними пиками на кривой максимальной мощности или длительность кардицикла.

В настоящей работе предложено величину расхода крови вычислять исходя из её точного определения:

$$Q(t) = A(t) \cdot \tilde{V}(t), \quad (4)$$

где  $A(t)$  – переменная площадь поперечного сечения сосуда,  $\tilde{V}(t)$  – мгновенная средняя по сечению сосуда скорость крови. В медицинской практике с величиной расхода крови связан та-

кой диагностически важный параметр, характеризующий сократительную способность сердца, как минутный объём кровообращения (МОК), т.е. объём кровообращения за время

$$T_0 = 1 \text{ мин} : \text{МОК} = \frac{T_0}{ET} SV = \frac{T_0}{ET} \int_0^{T_h} A(t) \tilde{V}(t) dt, \text{ где}$$

$SV$  – ударный объём сердца (УОС),  $T_h$  - время выброса крови из левого желудочка. Следует отметить, что на практике при их вычислении площадь поперечного сечения сосуда считают постоянной.

В работе [15] предполагается, что мощность доплеровского сигнала  $P(t)$  содержит информацию о площади поперечного сечения потока и может повысить точность измерения расхода жидкости. В настоящей работе предложено для определения новых количественных параметров движения крови переменную площадь сечения сосуда  $A(t)$  находить из оценки мгновенной мощности сигнала ультразвукового доплеровского отклика:

$$\tilde{P}(t) = \int_{t-T/2}^{t+T/2} |e_d(t')|^2 dt' \quad (5),$$

где  $e_d(t)$  - доплеровский сигнал,  $\tilde{P}(t)$  - оценка текущего значения полной мощности доплеровского сигнала для интервала времени  $T$ , в течение которого производится измерение средней по сечению скорости потока жидкости.

В работе [5] способ определения расхода крови базируется на положении о пропорциональности мощности сигнала  $P(t)$  количеству эритроцитов в сечении  $A(t)$  в тот же момент времени, а значит, и самому сечению  $A(t)$ :

$$A(t) = \frac{A_{\max}}{P_{\max}} P(t), \quad (6)$$

где  $A_{\max}$  и  $P_{\max}$  - константы, имеющие размерность площади и мощности соответственно. При этом предполагается, что измерительный объём выбран таким образом, что стенки сосуда не выходят за его пределы. Однако в клинической практике размеры и положение измерительного объёма относительно потока крови может сильно варьироваться, поэтому указанное предположение существенно сужает круг применимости данной методики для определения параметров кровотока. Сделанные выводы не дают представления о границах применимости выражения (6) при различных режимах зондирования и, кроме того, относятся только к площади сечения потока.

Оценки мгновенных средних по сечению сосуда скоростей потока жидкости  $\tilde{V}(t)$  в (4) могут быть вычислены по средним значениям частоты  $\bar{\omega}$  доплеровского спектра  $S(\omega)$ . В общем случае коэффициент пропорциональности  $C$  между спектральной средней частотой (средняя по спектру частота доплеровского сдвига) и частотой, соответствующей истинной средней по сечению потока скорости, не является постоянной величиной, а зависит от параметров зондирующего пучка волн и характеристик исследуемого потока крови в сосуде [13].

Общую связь выражений (1)-(5) со спектральными характеристиками доплеровских сигналов несложно увидеть, если использовать известную теорему Парсевяля

$$P = \int_{-\infty}^{+\infty} |e_d(t)|^2 dt = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} S(\omega) d\omega, \quad (7)$$

которая справедлива и для конечных промежутков времени  $T$ .

### Зависимость мощности доплеровского сигнала от параметров зондирования и радиуса сосуда

Ранее в работах [1,13] были получены общие аналитические выражения для полных доплеровских спектров, учитывающие фокусирование волн при произвольном соотношении между длительностью зондирующих импульсов и радиусом потока жидкости. Воспользуемся найденными выражениями для нахождения характера зависимости мощности доплеровского сигнала от радиуса потока  $R$ . Всюду предполагается, что центр измерительного объема, формируемого зондирующим импульсом, совпадает с осью кровеносного сосуда, а профиль скоростей имеет пуазейлевскую форму, в норме характерную для кровеносных сосудов:  $V(r) = V_0(1 - r^2/R^2)$ , где  $r$  - расстояние от оси сосуда,  $R$  - радиус сосуда,  $V_0$  - максимальная скорость. Для получения аналитической зависимости мощности доплеровского сигнала от радиуса потока достаточно произвести интегрирование согласно (7) в диапазоне частот от 0 до максимальной частоты  $\omega_0$  в каждом из рассмотренных в [13] случаях, соответствующих различным конфигурациям измерительного объема относительно кровеносного сосуда.

Рассмотрим случай непрерывного излучения широких нефокусированных  $R^2 \ll a^2$  либо слабо фокусированных  $R^2 \ll a^2(1 + \gamma^2)^{-1}$  пуч-

ков волн (рис.1). Здесь  $\gamma$  - степень фокусирования волн и  $a$  - радиус апертуры излучения, который показан на рис. 1 для случая широких со слабым фокусированием пучков волн, на рис. 2 для случая широких сильно фокусированных пучков волн и на рис. 3-5. Тогда получим аналитическое выражение для мощности доплеровского сигнала, пропорциональной площади поперечного сечения потока:

$$P(t) = \frac{\langle (\tilde{\beta} - \tilde{\rho})^2 \rangle k^5 (\pi A a^2)^2 (1 + \gamma^2)^2}{8\sqrt{2}\pi\sigma_0^2 \cos \vartheta} v \frac{1}{l_F^2} R(t)^2 \equiv (8)$$

$$\equiv S_0 \cdot R(t)^2 \sim R^2(t)$$

где

$$\sigma_0^2 = \frac{a^2}{8l_F^2} (1 + \gamma^2) g^2 \vartheta + (\pi N)^{-2},$$

$\langle (\tilde{\beta} - \tilde{\rho})^2 \rangle$  - статистически усредненный квадрат разности флуктуаций сжимаемости  $\beta$  и плотности  $\rho$  среды,  $v$  - постоянная, определяемая радиусом корреляции рассеивающих неоднородностей среды,  $k = 2\pi/\lambda$  - волновой вектор,  $\lambda$  - длина волны,  $l_F = \pi a^2/\lambda$  - длина зоны Френеля,  $A$  - амплитуда акустического давления в падающем пучке волн,  $N$  - число колебаний несущей частоты в зондирующем импульсе,  $\vartheta$  - угол зондирования (доплеровский угол) и  $\sigma_0^2$  - дисперсия спектра мощности доплеровского сигнала [1].

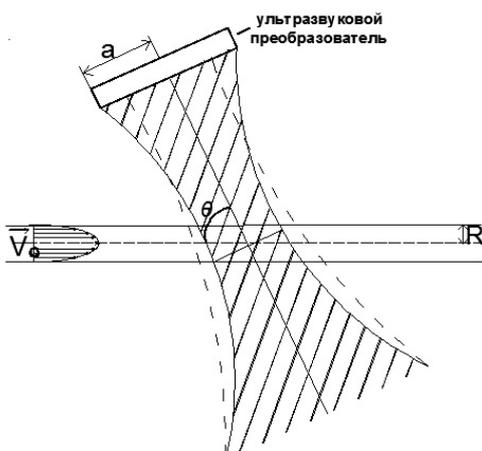


Рис. 1. Конфигурация измерительного объема (заштрихованная область), формируемого пучком волн, относительно кровеносного сосуда: непрерывное излучение широких нефокусированных (пунктирная линия) или широких со слабым фокусированием (сплошная линия) пучков волн

При непрерывном излучении узких пучков волн  $R^2 \gg a^2$ , а также при сильном фокусировании пучков  $R^2 \gg a^2(1 + \gamma^2)^{-1}$ , когда  $\gamma \gg 1$  (рис.2), выражение для мощности имеет вид:

$$P(t) = \frac{\langle (\tilde{\beta} - \tilde{\rho})^2 \rangle a^5 k^5 (\pi A)^2 (1 + \gamma^2)^{3/2}}{16\sqrt{2}\pi\sigma_0^2 \cos \vartheta} v \frac{1}{l_F^2} R(t) \equiv (9)$$

$$\equiv S_1 \cdot R(t) \sim R(t), \quad \omega \leq \omega_0 = 2kV_0 \cos \vartheta$$

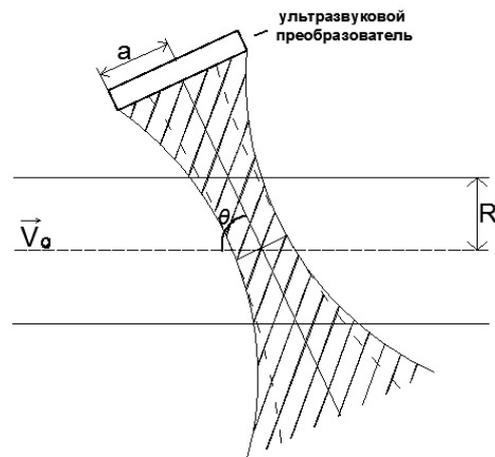


Рис. 2. Конфигурация измерительного объема: непрерывное излучение узких (пунктирная линия) или широких сильно фокусированных (сплошная линия) пучков волн

В случае сильного фокусирования  $R^2 \gg a^2(1 + \gamma^2)^{-1}$  и такой длительности импульса, при которой выполняется условие  $(\pi N \cos \vartheta \sigma_0)^2 \ll 1$  при  $\vartheta > \pi/4$ , что соответствует длительному импульсу (рис.3), получаем как и в (9) линейную зависимость мощности от радиуса:

$$P(t) = \frac{\langle (\tilde{\beta} - \tilde{\rho})^2 \rangle a^5 k^5 (\pi A)^2 (1 + \gamma^2)^{3/2}}{8\sqrt{2}\pi\sigma_0^2 \cos \vartheta} v \frac{1}{l_F^2} \times (10)$$

$$\times \left( (1 - (\pi N \cos \vartheta \sigma_0)^{-2}) \right)^{\frac{1}{2}} \cdot R(t) \equiv S_2 \cdot R(t) \sim R(t)$$

При более коротком импульсе, имеющем такие длительности, что для  $N$  выполняется условие  $(\pi N \cos \vartheta \sigma_0)^2 \leq 1$ , и широком зондирующем пучке  $R^2 \ll \frac{a^2}{1 + \gamma^2}$  (рис.4) выражение для мощности имеет вид:

$$P(t) = \frac{\langle (\tilde{\beta} - \tilde{\rho})^2 \rangle a^6 k^5 (\pi A)^2 (1 + \gamma^2)}{32 \sqrt{2} \pi \sigma_0^2 \cos \vartheta} v \frac{1}{I_F^2} \times \left( 1 - \exp \left( -\frac{4R^2}{a^2} (1 + \gamma^2) \right) \right) \equiv S_3 \cdot R(t)^2 \sim R^2(t) \quad (11)$$

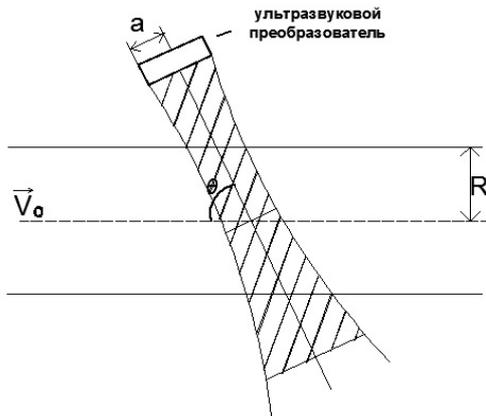


Рис. 3. Конфигурация измерительного объема: импульсное излучение сильно фокусированных пучков волн, длительный импульс

Выражение (11) с точностью до численного коэффициента совпадает с формулой (8) благодаря тому, что имеет место полное перекрытие сечения кровеносного сосуда.

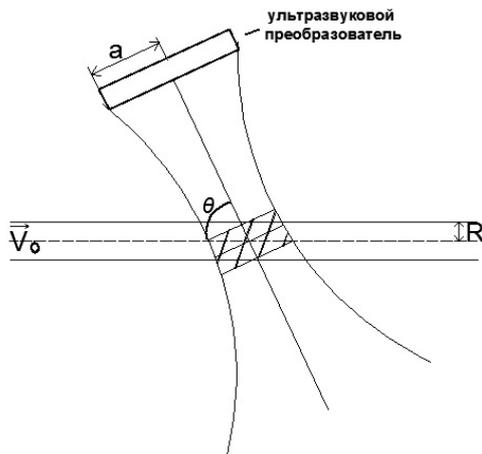


Рис. 4. Конфигурация измерительного объема: импульсное излучение широких пучков волн со слабым фокусированием, короткий импульс

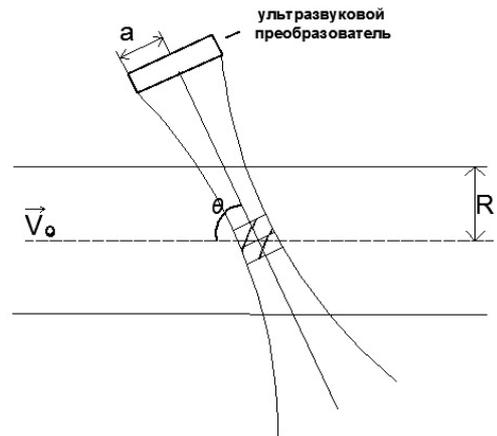


Рис. 5. Конфигурация измерительного объема: импульсное излучение узких сильно фокусированных пучков волн, короткий импульс

В случае малого измерительного объема как в продольном, так и в поперечном направлении, то есть при излучении узких коротких импульсов (рис.5) выражение для мощности

$$P(t) = \frac{\langle (\tilde{\beta} - \tilde{\rho})^2 \rangle a^6 k^5 \pi A^2 (1 + \gamma^2)}{64 \sigma_0^2 \cos \vartheta} v \frac{1}{I_F^2} \equiv S_4 \sim R(t)^0 \quad (12)$$

не зависит от радиуса потока, а отражает величину мощности сигнала, формируемого самим измерительным объемом зондирующей системы.

#### Точность оценки расхода крови и количественных индексов кровотока

Как было отмечено ранее, в клинической практике используются самые разные конфигурации измерительного объема, соответствующие различным режимам в ультразвуковом сканере. В настоящем разделе получены зависимости новых индексов кровотока от геометрии потоков и пучков и исследован вопрос об информативности новых индексов в каждом рассматриваемом случае.

В случае квадратичной зависимости мощности доплеровского сигнала от радиуса потока  $P \sim R^2$  после подстановки выражений (8) и (11) в (1), (2), (3) для новых индексов получим:

$$PI_{new} = \frac{P_s - P_D}{P_A} = \frac{R_S^2 - R_D^2}{R^2(t)} \approx \frac{R_S^2 - R_D^2}{T_S R_S^2 + T_D R_D^2} T,$$

$$ISD_{new} = \frac{P_s}{P_D} = \frac{R_S^2}{R_D^2}, \quad RI_{new} = 1 - \frac{R_S^2}{R_D^2},$$

где  $T = T_S + T_D$ ,  $T_{S,D}$  и  $R_{S,D}$  - временной интервал и радиус сосуда в систолу и диастолу соответственно, усреднение производится по времени за кардиоцикл.

Расход крови в этом случае линеен по мощности сигнала. Подставив (6) в (4) и воспользовавшись теоремой Парсеваля (7), получаем следующее выражение для расхода крови:

$$Q(t) = \tilde{V}(t) \cdot A(t) = \tilde{V}(t) \cdot \frac{A_{max}}{P_{max}} P(t) = \frac{A_{max} \tilde{V}(t)}{P_{max}} (2\pi)^{-1} \int_0^{\omega_0} S(t; \omega) d\omega \quad (13)$$

С учетом связи мгновенной средней по сечению скорости потока  $\tilde{V}(t)$  со спектральной средней доплеровской частотой  $\bar{\omega}$ , полученной в [16], выражение (13) можно представить также в виде

$$Q(t) = \frac{A_{max}}{2kC \cos \vartheta} (2\pi P_{max})^{-1} \int_0^{\omega_0} \omega S(t; \omega) d\omega \quad (14)$$

Такое представление показывает, каким образом знание калибровочного коэффициента  $C$  позволяет в принципе опустить процедуру отдельного вычисления мощности сигнала и средней частоты доплеровского сдвига при определении расхода крови. В соответствии с выражением (14) достаточно вычислить только фигурирующий в (14) интеграл.

Условиям излучения и параметрам пучка ультразвуковых волн, описываемые выражениями (9) и (10), соответствует линейная зависимость  $P \sim R$ . При этом для новые индексов кровотока приобретают вид:

$$PI_{new} = \frac{P_s - P_D}{P_A} = \frac{R_S - R_D}{R(t)} \approx \frac{R_S - R_D}{T_S R_S + T_D R_D} T,$$

$$ISD_{new} = \frac{P_s}{P_D} = \frac{R_S}{R_D}, \quad RI_{new} = 1 - \frac{R_S}{R_D}.$$

Расход крови в этом случае пропорционален квадрату мощности сигнала, в результате

чего вместо (6) можно положить

$$A(t) = \frac{A_{max}}{P_{max}^2} P^2(t). \text{ Тогда}$$

$$Q(t) = \tilde{V}(t) \cdot A(t) = \tilde{V}(t) \cdot \frac{A_{max}}{P_{max}^2} P^2(t) = \frac{A_{max} \tilde{V}(t)}{P_{max}^2} (2\pi)^{-2} \left( \int_0^{\omega_0} S(t; \omega) d\omega \right)^2.$$

По аналогии с представлением (14) можно записать:

$$Q(t) = \frac{A_{max}}{2kC \cos \vartheta} (2\pi P_{max}^2)^{-1} P(t) \int_0^{\omega_0} \omega S(t; \omega) d\omega.$$

Интересными с точки зрения диагностики является конфигурация измерительного объема относительно кровеносного сосуда, соответствующая (12). В этом случае исследуемые индексы не несут какой-либо информации о радиусе сосуда и не могут применяться для оценки их упругих свойств:

$$PI_{new} = 0, \quad ISD_{new} = 1, \quad RI_{new} = 0.$$

Если положить  $A(t) = A_{max}$ , то расход крови равен

$$Q(t) = \tilde{V}(t) \cdot A(t) = A_{max} \cdot \tilde{V}(t) = \frac{A_{max}}{2kC \cos \vartheta} (2\pi)^{-1} P^{-1}(t) \int_0^{\omega_0} \omega S(t; \omega) d\omega.$$

В тоже время традиционные индексы, определяемые из анализа кривой скоростей эритроцитов, сохраняют свой смысл, так как скорость в систолу всегда отличается от скорости крови в диастолу.

### Выводы

1. На основании известного аналитического выражения для мгновенной мощности доплеровского сигнала, учитывающего фокусирование волн при произвольном соотношении между длительностью зондирующих импульсов и диаметром кровеносного сосуда, найдена зависимость мгновенной мощности доплеровского отклика потока крови от радиуса кровеносного сосуда и показано, что мгновенная мощность дает принципиальную возможность судить об изменении диаметра сосуда за кардиоцикл.

2. Установлено, что при непрерывном и импульсном излучении широких пучков волн со слабым фокусированием зависимость мгновенной мощности доплеровского сигнала от радиуса сосуда является квадратичной, при непре-

рывном излучении узких или широких сильно сфокусированных пучков волн, а также в случае импульсного излучения длительных сильно сфокусированных импульсов эта же зависимость является линейной.

3. По этой причине предложенные индексы наиболее сильно зависят от соотношения систолического и диастолического радиусов в случае широких пучков волн со слабым фокусированием. В остальных случаях зависимость предложенных индексов от радиусов является более слабой, но позволяющей судить об изменении радиусов в систолу и диастолу.

4. Аналогичным образом в указанных выше случаях для вычисления величины расхода крови площадь поперечного сечения можно определять по мощности доплеровского отклика.

#### Список использованных источников

1. *Barannik E.A.* Pulsed Doppler flow-line spectrum for focused transducers with apodized apertures // *Ultrasonics*. – 2001. – Vol.39, N2. – Pp.311-317.
2. *Barannik E.A., Kulibaba A.A., Girnyk S.A., Tolstoluzhskiy D.A., Skresanova I.V.* Displacement Spectra Under Isometric Muscle Contraction: Spectral Doppler Study and Theoretical Models of Ultrasound Response and Muscle Contraction // *Journal of Ultrasound in Medicine*. – 2012. – Vol.31. – Pp.1959–1972.
3. *Gosling R.G., Dunbar G., King D.H., Newman D.L., Side C.D., Woodcock J.P., Fitzgerald D.E., Keates J.S., Macmillan D.* The quantitative analysis of occlusive peripheral arterial disease by a non-intrusive ultrasonic technique // *Angiology*. – 1971. – Vol.22. – Pp.52–55.
4. *Pourcelot L.* Clinical applications of transcutaneous Doppler examinations. In: Perroneau P. ed. *Velocimetrie ultrasonore Doppler*. Paris: INSERM. –1975. – Pp.213-240.
5. *Prodeus A.N., Lushchik U.B., Nayda S.A., Nesvijski E.G.* On Doppler Ultrasonic Measurements of the Blood Flowing Through Vessels // *Electronics and Communication*. – Vol.21. – 2004. – Pp.94-100.
6. *Prodeus A.N.* On Improvement of Measurements Efficiency of Blood Flow Indices // *Electronics and Communication*. – Vol.22. – 2004. –Pp.117-120.
7. *Skresanova I.V., Barannik E.A.* Correlation functions and power spectra of Doppler response signals in ultrasonic medical applications // *Ultrasonics*. –2012. – Vol.52, N5. – Pp. 676 – 684.
8. *Stuart B., Drumm J., FitzGerald D.E., Duignan N.M.* Fetal blood velocity waveforms in normal pregnancy // *Brit. J. Obstet. Gynaec.* – 1980. – Vol.87. – Pp.780-785.
9. *Баранник Е.А.* Влияние дифракционной расходимости и ширины пучков волн на спектр доплеровского сигнала // *Акуст.журн.* – 1992. – Т.38, N2. – С.237-244.
10. *Баранник Е.А.* Локальные эффекты формирования ультразвукового доплеровского отклика биологических сред // *Акуст. вісн.* – 2004. – Т.7, N2. – С.3-24.2003.
11. *Баранник Е.А.* Ширина спектра доплеровского сигнала при импульсном режиме излучения // *Акуст. журн.* – 1993. – Т.39, N5. – С.939-941.
12. *Баранник Е.А.* Влияние фокусирования ультразвуковых волн на дисперсию доплеровского спектра // *Акуст. Журн.* – 1994. – Т.40, N2. – С.212-214.
13. *Баранник Е.А., Скресанова И.В.* Полный доплеровский спектр при рассеянии импульсных сфокусированных волн на аксиально-симметричных потоках // *Вісник ХНУ №716. Біофіз. Вісн.* – 2005. – Вип.2(16). – С.80-85.
14. *Лелюк В.Г.* Ультразвуковая ангиология / В.Г. Лелюк, С.Э. Лелюк. – М.:Наука, 2003. – 322 с.
15. *Продеус А.Н., Лущик У.Б., Найда С.А.* Спектрально-временной анализ сигналов доплеровской эхографии. Часть 1. О повышении эффективности измерений параметров кровотока // *Электроника и связь*. – N24. – 2004. – с.47-54.
16. *Скресанова И.В., Баранник Е.А.* О повышении точности определения объемной скорости потока крови в ультразвуковых доплеровских системах // *Біофізичний вісник*. – 2006. – Вып. 17(1). – С. 86 – 91.
17. *Фиш П.* Доплеровские методы // *Применение ультразвука в медицине / Под ред. Хилла К.М.:*Мир, 1989. С.395-432.

Поступила в редакцию 15 октября 2013 г.

УДК 534-29

**Е.А. Баранник**, д-р фіз.-мат. наук, **М.Ф. Нежелська**, **І.В. Скресанова**

Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна,

Пл. Свободи, 6, м. Харків, 61077, Україна.

## Підвищення точності визначення кількісних параметрів руху крові в ультразвукових доплерівських системах

У роботі досліджене питання про підвищення ефективності вимірювання діагностичних параметрів кровоносної системи шляхом визначення залежності витрати крові та різних індексів кровотоку від спектральних характеристик ультразвукового доплерівського відгуку потоків крові. Показано, що миттєва потужність доплерівського сигналу дозволяє судити про зміну діаметра потоку крові за кардіоцикл. На підставі аналітичних виразів для миттєвої потужності доплерівського сигналу, які враховують фокусування хвиль при довільному співвідношенні між тривалістю зондувальних імпульсів та діаметром кровоносної судини, в роботі отримані вирази для індексів Стюарта, Гослінга і Пурсело, а також витрати крові, що визначаються в ультразвукових доплерівських системах. Знайдені вирази дозволяють встановити ступінь діагностичної цінності нових запропонованих індексів потоку крові і уточнити методу визначення витрати крові в процесі ультразвукових діагностичних досліджень. Бібл. 17, рис. 5.

**Ключові слова:** ультразвукова доплерографія, доплерівський спектр, середня швидкість, систолічна та діастолічна швидкість, індекси кровотоку, витрата крові, ударний об'єм серця.

UDC 534-29

**E.A. Barannik**, Dr.Sc., **M.F. Nezhelska**, **I.V. Skresanova**

V.N. Karazin Kharkiv National University,

Svobody Sq. 6, Kharkiv, 61077, Ukraine.

## Improving the accuracy of the quantitative blood flow parameters in ultrasound Doppler systems

By means of determining the dependence of blood flow rate and different indices on the spectral characteristics of the ultrasonic Doppler response of blood flow the issue of improving the measurement efficiency of vascular system diagnostic parameters is studied. It is shown that instantaneous power of the Doppler signal allows to draw the conclusion about varying of blood flow diameter during the cardiocycle. On the basis of the analytical expressions for the instantaneous power of the Doppler signal, which consider the focusing of waves at an arbitrary ratio between duration of the probing pulses and blood vessel diameter, the expressions for Stuart, Gosling and Pourcelot indices as well as blood flow rate are derived. These expressions allow to set the degree of the diagnostic value of the proposed new indices of blood flow and improve the method of determining blood flow rate in ultrasound Doppler systems. References 17, figures 5.

**Keywords:** Doppler ultrasound, Doppler spectrum, mean velocity, systolic and diastolic velocity, indices of blood flow, blood flow rate, stroke volume.

### References

1. Barannik E.A. (2001), "Pulsed Doppler flow-line spectrum for focused transducers with apodized apertures". Ultrasonics. Vol.39, No2. Pp.311-317.
2. Barannik E.A. Kulibaba A.A., Girnyk S.A., Tolstoluzhskiy D.A., Skresanova I.V. (2012), "Displacement Spectra Under Isometric Muscle Contraction: Spectral Doppler Study and Theoretical Models of Ultrasound Response and Muscle Contraction". Journal of Ultrasound in Medicine. Vol.31. Pp.1959-1972.
3. Gosling R.G., Dunbar G., King D.H., Newman D.L., Side C.D., Woodcock J.P., Fitzgerald D.E., Keates J.S., Macmillan D. (1971), "The quantitative analysis of occlusive peripheral arterial disease by a non-intrusive ultrasonic technique". Angiology. Vol.22. Pp.52-55.

4. *Pourcelot L.* (1975), "Clinical applications of transcutaneous Doppler examinations". In: Perroneau P. ed. *Velocimetrie ultrasonore Doppler*. Paris: INSERM. Pp.213-240.
5. *Prodeus A.N., Lushchik U.B., Nayda S.A., Nesvijski E.G.* (2004), "On Doppler Ultrasonic Measurements of the Blood Flowing Through Vessels". *Electronics and Communication*. Vol.21. Pp.94-100.
6. *Prodeus A.N.* (2004), "Improvement of Measurements Efficiency of Blood Flow Indices". *Electronics and Communication*. Vol.22. Pp.117-120.
7. *Skresanova I.V., Barannik E.A.* (2012), "Correlation functions and power spectra of Doppler response signals in ultrasonic medical applications". *Ultrasonics*. Vol.52, No5. Pp. 676 – 684.
8. *Stuart B., Drumm J., FitzGerald D.E., Dignan N.M.* (1980), "Fetal blood velocity waveforms in normal pregnancy". *Brit. J. Obstet. Gynaec.* Vol.87. Pp.780-785.
9. *Barannik E.A.* (1992), "Influence of the diffraction phenomena and waves beam width on the Doppler power spectrum". *Akusticheskij Zhurnal*. Vol.38, No2. Pp.237-244. (Rus)
10. *Barannik E.A.* (2004), "Local effects of forming of an ultrasonic Doppler response of biological media". *Acoustic bulletin* Vol.7, No2. Pp.3-24. (Rus)
11. *Barannik E.A.* (1993), "Doppler signal spectrum width in pulsed radiation regime". *Akusticheskij Zhurnal*. Vol.39, No5. Pp.939-941. (Rus)
12. *Barannik E.A.* (1994), "The Effect of ultrasound wave focusing on the mean-square width of the doppler Spectrum". *Akusticheskij Zhurnal*. Vol.40, No2. Pp.212-214. (Rus)
13. *Barannik E.A., Skresanova I.V.* (2005), "Doppler spectrum of scattering of pulsed wave beams by axial-symmetric flows". *Visnik KhNU N716. Biofizichnij visnik*. Vol.2(16). Pp.80-85. (Rus)
14. *Lelyuk V.G., Lelyuk S.E.* (2003), "Ultrasonic angiologia". Moskva.:Nauka, P. 322. (Rus)
15. *Prodeus A.N., Lushchik U.B., Nayda S.A.* (2004), "Спектрально-временной анализ сигналов доплеровской эхографии. Part 1. On Improvement of Measurements Efficiency of Blood Flow Indices". *Electronics and Communication*. No24. Pp.47-54. (Rus)
16. *Skresanova I.V., Barannik E.A.* (2006), "On increasing the accuracy of volume velocity of blood flow determination in ultrasonic Doppler system". *Biofizichnij visnik*. Vol.17(1). Pp.86 – 91. (Rus)
17. *Fish P.* (1989), "Doppler methods. Physical principles of medical ultrasonics". ed. C.R. Hill. Moskva:Mir, Pp.395-432. (Rus)