

УДК 681.784

ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ИЗМЕРЕНИЙ ПАРАМЕТРОВ КРОВОТОКА В УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ДОПЛЕРОВСКИХ СИСТЕМАХ

А.Н.Продеус, канд. техн. наук, У.Б.Лущик, доктор мед. наук,
С.А.Найда, канд. техн. наук

Киевский национальный технический университет (КПИ), г.Киев, Украина,
prodeus99@mail.ru, naida@fm.com.ua

Украинский научно-методический центр ультразвуковой медицинской диагностики
«Истина», г.Киев, Украина, istyna@ukrnet.net

The brief comparative analysis of measurement, by traditional and new ways, of blood flow parameters is made. Among them are volume of blood flowing through a vessel and blood-flow Stewart, Gosling and Pourselot indices. The set of algorithms and computing programs for the appropriate experimental medical-engineering researches is offered.

ВВЕДЕНИЕ

Спектрально-временной анализ сигналов ультразвуковых доплеровских систем базируется на вычислении «оггибающей» спектрограммы

$$G_s(f, t) = \frac{1}{T} \left| \int_t^{t+T} S(t) \exp(-j2\pi ft) dt \right|^2, \quad (1)$$

где $S(t)$ - сигнал на входе доплеровской системы. Примерный вид такой «оггибающей», пропорциональной кривой максимальных скоростей эритроцитов $V_{MAX}(t)$, показан на рис.1. В зарубежной литературе кривую $V_{MAX}(t)$ именуют “waveform” [1-2].

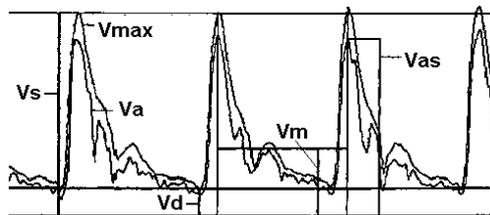


Рис.1

Для сжатого описания кривой $V_{MAX}(t)$ используют индексы кровотока, трактуемые обычно как мера упруго-эластичных свойств сосудов [2,3]. Это систолико-диастолический индекс Стюарта [3]:

$$ISD = V_s / V_D, \quad (2)$$

индекс пульсаций Гослинга [4]:

$$PI = (V_s - V_D) / V_M, \quad (3)$$

индекс резистентности Пурсело [5]:

$$RI = (V_s - V_D) / V_s, \quad (4)$$

где $V_s = \max_t[V_{MAX}(t)]$ - максимальная систолическая скорость; $V_D = \min_t[V_{MAX}(t)]$ -

конечная диастолическая скорость; $V_M = \frac{1}{T} \int_0^T V_{MAX}(t) dt$ - средняя скорость.

Другой важный параметр кровотока – объем кровотока, традиционно [3] вычисляемый согласно выражению:

$$SV = V_{AM} \cdot T_h \cdot A, \quad (5)$$

где V_{AM} - среднеинтегральная скорость кровотока :

$$V_{AM} = \frac{1}{T_h} \int_t^{t+T_h} V_A(t) dt, \quad (6)$$

T_h - длительность кардиоцикла; A - площадь поперечного сечения сосуда; $V_A(t) = c_1 \cdot F_A(t)$ - мгновенная средняя скорость кровотока; $F_A(t)$ - мгновенная средняя частота (рис.8, сплошная линия):

$$F_A(t) = \frac{\int_0^{\infty} f G_S(f, t) df}{\int_0^{\infty} G_S(f, t) df}, \quad (7)$$

c_1 - коэффициент пропорциональности.

Цель данной работы – краткий сравнительный анализ традиционных способов измерения указанных выше параметров кровотока и новых способов, предложенных в работах [6-8], а также разработка комплекса вычислительных программ для среды Matlab, позволяющего организовать медико-инженерный эксперимент для оценки эффективности новых способов измерений.

СОПОСТАВЛЕНИЕ СПОСОБОВ ИЗМЕРЕНИЙ

Новые и традиционные способы измерений

Параметры (2)-(4) обладают несколькими достоинствами: во-первых, их сравнительно просто измерять, а во-вторых - это относительные величины, инвариантные к частоте излучения и углу наклона датчика.

В работах [6-8] предложены несколько иные соотношения для индексов кровотока:

$$ISD_{new} = P_S / P_D, \quad (8)$$

$$PI_{new} = (P_S - P_D) / P_M, \quad (9)$$

$$PI_{new} = (P_S - P_D) / P_S, \quad (10)$$

где $P_S = \max[P(t)]$, $P_D = \min[P(t)]$, а в качестве «носителя информации» вместо кривой $V_{MAX}(t)$ используется кривая $P(t)$ мгновенной (кратковременной) мощности сигнала $S(t)$:

$$P(t) = \frac{1}{T} \int_t^{t+T} S^2(t) dt. \quad (11)$$

Индексы (8)-(10), по мнению авторов [6-8], могут оказаться более диагностически значимыми, поскольку характеризуют упруго-эластичные свойства сосудов непосредственно, через динамический диапазон значений площади поперечного сечения сосуда, тогда как традиционные индексы кровотока позволяют судить о таких свойствах лишь косвенно, через динамический диапазон скоростей кровотока.

Другой важной проблемой является измерение объема кровотока. При измерении ударного объема крови в соответствии с формулами (5)-(7) предполагается постоянство площади поперечного сечения сосуда: $A = const$. Между тем, это ограничение является весьма серьезным – в работе [9] отмечается, что ему лучше всего удовлетворяют аортальный клапан и выносящий тракт левого желудочка. В остальных случаях, по-видимому, следует ожидать неприемлемо высоких погрешностей измерений.

В работе [10], где предлагается аппроксимировать сосуд телом вращения, указанное ограничение, по сути, заменяется новым ограничением, поскольку, во-первых,

форма поперечного сечения сосуда вряд ли всегда близка к окружности, а главное, авторы не указывают способ измерения переменного диаметра сосуда.

Для снятия упомянутых ограничений и, в конечном счете, для повышения точности измерений, в работе [8] предложено ударный объем SV вычислять не по формулам (5)-(7), а по формулам:

$$SV_{new} = \int_0^{T_h} A(t)V_A(t)dt, \quad (12)$$

где $A(t)$ - переменная площадь поперечного сечения сосуда, определяемая соотношением:

$$A(t) = \frac{A_{MAX}}{P_{MAX}} \cdot P(t), \quad (13)$$

где P_{MAX} - максимальное значение кривой $P(t)$; $A_{MAX} = \pi D_{MAX}^2 / 4$.

Коэффициент пропорциональности $\frac{A_{MAX}}{P_{MAX}}$ в формуле (13) – это калибровочный множитель, применяемый для перехода от кривой $P(t)$ к кривой $A(t)$.

Новая и традиционная модели сосуда

Упрощенная геометрическая модель сосуда, соответствующая традиционным измерениям объема крови в соответствии с формулами (5)-(7), показана на рис.2 и имеет вид цилиндра, поскольку предполагается, что форма и площадь сечения A сосуда во времени не изменяются.

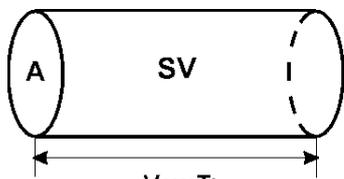


Рис.2

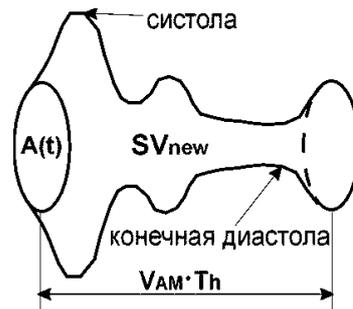


Рис.3

В работах [6-8,10] предложена более реалистичная геометрическая модель, учитывающая изменение во времени площади поперечного сечения сосуда (рис.3). В работе [10] предполагается, что поперечное сечение сосуда имеет форму круга. В работах [6-8] это ограничение снято: допускается, что поперечное сечение сосуда может иметь произвольную, вообще говоря, форму. Кроме того, в [6-8] указан способ измерения кривой $A(t)$, описывающей изменение во времени площади поперечного сечения сосуда. Как следует из (12)-(13), этот способ базируется на измерении мгновенной (кратковременной) мощности $P(t)$ сигнала $S(t)$ в соответствии с выражением (11) либо эквивалентным ему, в силу равенства Парсеваля, выражением

$$P(t) = \int_{-\infty}^{\infty} G(f,t)df \quad (14)$$

Алгоритм вычислений, базирующийся на соотношении (14), имеет то преимущество, что позволяет легко модернизировать программное обеспечение существующих ультразвуковых доплеровских измерительных систем.

Особенность измерений новых параметров кровотока

В работах [6-8] отмечено, что кривая $P(t)$ содержит информацию о площади поперечного сечения сосуда при условии, что наблюдаемый сосуд не выходит за пределы контрольного объема (рис.4).

Очевидно, данное условие «автоматически» выполняется при работе доплеровского анализатора в непрерывном режиме. Однако при работе в импульсном режиме необходимо контролировать выполнение данного условия (например, в режиме секторного УЗ сканирования, как показано на рис.5).

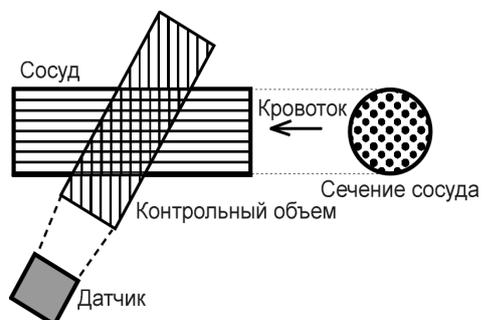


Рис.4

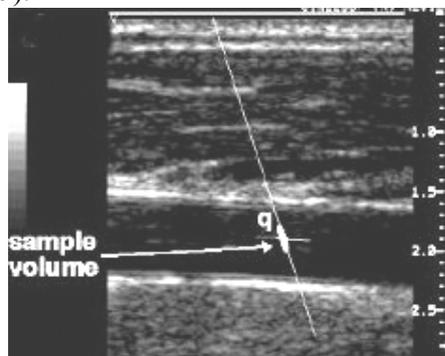


Рис.5

КОМПЛЕКС ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫХ АЛГОРИТМОВ И ПРОГРАММ

Наименования и последовательность применения вычислительных алгоритмов и соответствующих компьютерных программ приведены на рис.6. В скобках приведены имя m-файла либо имя инструментального расширения пакета Matlab. Наличие двух ветвей в схеме рис.6 соответствует двум решаемым задачам:

- сопоставление, по точности измерений, нового и традиционных способов измерений объема кровотока;
- сопоставление, по диагностической значимости, новых и традиционных индексов кровотока.

Этим двум ветвям предшествует группа алгоритмов (программ), предназначенных для предварительной обработки анализируемого сигнала $X(t)$.

Так, программа **resamp.m** предназначена для понижения частоты дискретизации сигнала $X(t)$. Предварительные экспериментальные исследования показали, например, что при использовании анализатора «Ангиодин» [12] с датчиком на 4 МГц сигнал $X(t)$ занимает полосу частот не более 7 кГц. Поэтому если сигнал $X(t)$ дискретизирован с частотой 44,1 кГц (стандартная частота записи акустических сигналов), частоту дискретизации можно понизить до величины 14 кГц. Потери информации при этом отсутствуют, а объем исходных данных сокращается более чем в три раза. Кроме того, в программе **resamp.m** осуществляется высокочастотная фильтрация сигнала $X(t)$, в результате чего выделяется полезная составляющая сигнала $S(t)$.

Очень полезно использовать программный инструментальный **sptool** для визуального (и акустического) контроля анализируемого сигнала. При этом с помощью двух вертикальных маркеров, координаты которых отображаются в графическом интерфейсе **sptool**, определяют границы фрагмента сигнала в «зоне интереса». Копирование выбранного фрагмента в отдельный массив осуществляют с помощью программы **Fragment.m** - при этом достигается дополнительное, порой значительное, уменьшение объема анализируемых исходных данных.

Программа **inst_power.m** позволяет вычислить спектрограмму $G_S(f, t)$ и мгновенную (кратковременную) мощность сигнала $S(t)$. Тем самым обеспечиваются исходные данные для двух последующих ветвей схемы рис.6.

Результаты моделирования традиционных и новых алгоритмов измерения ударного объема кровотока, произведенные с помощью программ **aver_speed.m** и **old_new_volume.m** в предположении $D=3$ мм, свидетельствуют о значительном различии результатов измерений: $V_{old} = 2.1489$; $V_{new} = 0.4353$. Разумеется, окончательное решение об эффективности нового способа измерений объема кровотока можно принять после сравнения полученных результатов с результатами измерений объема кровотока одним из наиболее точных прямых методов (например, методом термодилуции [13]).



Рис.6

Результаты моделирования традиционных и новых индексов кровотока, проведенные с помощью программ **waveform.m**, **old_indices.m** и **new_indices.m**, представлены в таблице 1 и также свидетельствуют о существенном различии результатов вычислений.

Таблица 1

Индексы кровотока	<i>ISD</i>	<i>PI</i>	<i>RI</i>
Традиционные	7.71	2.26	0.87
Новые	91.07	5.86	0.99

Решение о диагностической значимости новых индексов кровотока может быть принято после их исследований на концептуальной базе доказательной медицины [14].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Представлен комплекс компьютерных программ для экспериментальных медико-инженерных исследований предложенных в [6-8] способов измерения объема и индексов кровотока. Решение об эффективности новых способов может быть принято после клинических исследований с участием УЗИ-специалистов.

ЛИТЕРАТУРА

1. K.Hecher, S.Campbell, P.Doyle, K.Harrington, K.Nicolaides. Assessment of Fetal Compromise by Doppler Ultrasound Investigation of the Fetal Circulation. Arterial, Intracardiac, and Venous Blood Flow Velocity Studies. - Circulation. 1995;91:129-138.
2. R.Zhang, J.Zuckerman, J.Pawelczyk, B.Levine. Effects of head-down-tilt bed rest on cerebral hemodynamics during orthostatic stress. - Journal of Applied Physiology, Vol. 83, Issue 6, 2139-2145, Dec.1997.
1. В.А.Козлов, Н.К.Артюшенко, О.В.Шалак, М.Б.Гирина, И.И.Гирин, Е.А.Морозова, А.А.Монастыренко Ультразвуковая доплерография в оценке состояния гемодинамики в тканях шеи, лица и полости рта в норме и при некоторых патологических состояниях // Медицинская академия последипломного образования, ООО “СП Минимакс”, Санкт-Петербург, 2000.-32с.
4. Gosling R.G., King D.H. Arterial assessment by Doppler-shift ultrasound. Proceedings of the Royal Society of Medicine 1974;67;447-449.
5. Pourcelot L. Clinical applications of transcutaneous Doppler examinations. In: Perroneau P. ed. Velocimetrie ultrasonore Doppler. Paris: INSERM, #1974;1975:213-240.
6. А.Н.Продеус, У.Б.Лущик, С.А.Найда. Спектрально-временной анализ сигналов доплеровской эхографии. Часть 1. О повышении эффективности измерений параметров кровотока. - Электроника и связь, №24,2004,с.47-54.
7. А.Н.Продеус. On Improvement of Measurements Efficiency of Blood Flow Indices. - Electronics and Communication, #22,2004,pp.117-120.
8. А.Н.Продеус, У.Б.Лущик, С.А.Найда, Е.Г.Несвиjsки. On Doppler Ultrasonic Measurements of the Blood Flowing Through Vessels. - Electronics and Communication, #21,2004,pp.94-100.
9. Н. Шиллер, М. А. Осипов. Клиническая эхокардиография. - М., Мир, 1993.
10. В.В.Новицкий, Н.С.Браницкая. Нахождение объемной плотности крови для сосуда как тела вращения. - Электроника и связь, №18, 2003. - с.48-49.
11. А.И.Свиридов. Анатомия человека. - К.,Вища школа, 1983, 360с.
12. Анализатор ультразвуковой доплеровских сигналов кровотока «Ангиодин». Руководство пользователя.
13. Г.Е.Ройтберг, А.В.Струтынский. Внутренние болезни. Сердечно-сосудистая система. - http://medbook.medicina.ru/index.php?id_level=22
14. О.П.Минцер, Л.Ю.Бабинцева, С.И.Мохначев. Организация исследований и обработка данных в рамках доказательной медицины. - Электроника и связь, тематический выпуск «Проблемы электроники», ч.2,2005,с.48-51.