

2. Miller L.W., Guglin M., Rogers J. Cost of ventricular assist devices: Can we afford the progress? // *Circulation*. 2013. Vol. 127. № 6. PP. 743-748.
3. Mulloy D.P., Bhamidipati C.M., Stone M.L., Ailawadi G., Kron I.L., Kern J.A. Orthotopic heart transplant versus left ventricular assist device: A national comparison of cost and survival // *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2013. Vol. 145. № 2. PP. 566-574.
4. Petukhov D.S., Selishchev S.V., Telyshev D.V. Development of left ventricular assist devices as the most effective acute heart failure therapy // *Biomedical Engineering*. 2015. Vol. 48. № 6. PP. 328-330.
5. Selishchev S.V., Telyshev D.V. Optimisation of the Sputnik-VAD design // *The International Journal of Artificial Organs*. 2016. Vol. 39. № 8. PP. 407-414.
6. Telyshev D.V., Denisov M.V., Selishchev S.V. The effect of rotor geometry on the H-Q curves of the Sputnik implantable pediatric rotary blood pump // *Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 50. № 6. PP. 420-424.
7. Denisov M.V., Selishchev S.V., Telyshev D.V., Frolova E.A. Development of medical and technical requirements and simulation of the flow-pressure characteristics of the Sputnik pediatric rotary blood pump // *Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 50. № 5. PP. 296-299.
8. Telyshev D., Denisov M., Pugovkin A., Selishchev S., Nesterenko I. The progress in the novel pediatric rotary blood pump Sputnik development // *Artificial Organs*. 2018. Vol. 42. № 4. PP. 432-443.
9. Lopes G. Jr., Bock E., Gomez L. Numerical analyses for low reynolds flow in a ventricular assist device low reynolds flow in a ventricular assist device // *Artificial Organs*. 2017. Vol. 41. № 6. PP. 30-40.
10. Sohrabi S., Liu Y. A cellular model of shear-induced hemolysis // *Artificial Organs*. 2017. Vol. 41. № 9. PP. 1-12.
11. Versteeg H.K., Malalasekera W. An introduction to computational fluid dynamics: The finite volume method. – 2nd ed. Harlow, UK: Pearson Education Limited, 2007.
12. Bludszweit C. Three-dimensional numerical prediction of stress loading of blood particles in a centrifugal pump // *Artificial Organs*. 1995. Vol. 19. № 7. PP. 590-596.
13. Science Clarified, Blood // *AdvaMeg*. 2007. PP. 50-56.
14. Giersiepen M., Wurzing L.J., Opitz R., Reul H. Estimation of shear stress-related blood damage in heart valve prosthesis-in vitro comparison of 25 aortic valves // *The International Journal of Artificial Organs*. 1990. Vol. 13. PP. 300-306.
15. Hochareon P., Manning K.B., Fontaine A.A., Tarbell J.M., Deutsch S. Correlation of in vivo clot deposition with the flow characteristics in the 50 cc Penn State artificial heart: A preliminary study // *ASAIO Journal*. 2004. Vol. 50. № 6. PP. 537-542.
16. Fraser K.H., Zhang T., Taskin M.E., Griffith B.P., Wu Z.J. Computational fluid dynamics analysis of thrombosis potential in ventricular assist device drainage cannulae // *ASAIO Journal*. 2010. Vol. 56. № 3. PP. 157-163.

*Максим Валерьевич Денисов,  
инженер,*

*Институт биомедицинских систем,  
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский  
университет «Московский институт электронной техники»,  
г. Москва, г. Зеленоград,*

*Дмитрий Викторович Тельшев,  
канд. техн. наук, доцент,*

*Институт биомедицинских систем,  
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский  
университет «Московский институт электронной техники»,  
г. Москва, г. Зеленоград,*

*директор,*

*Институт бионических технологий  
и инжиниринга,*

*ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный  
медицинский университет им. И.М. Сеченова»  
Министерства здравоохранения Российской  
Федерации (Сеченовский Университет),  
г. Москва,*

*Сергей Васильевич Селищев,  
д-р физ.-мат. наук, профессор, директор,*

*Александра Николаевна Романова,  
студент,*

*Институт биомедицинских систем,  
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский  
университет «Московский институт электронной техники»,  
г. Москва, г. Зеленоград,  
e-mail: denisov@bms.zone*

*Н.Г. Лавров, В.В. Борцов, Е.Д. Конев*

## **Использование вариации Аллана для оценки ошибок канала измерения объема выдоха в аппарате искусственной вентиляции легких**

### **Аннотация**

Рассматривается канал измерения объема выдоха пациента в аппарате искусственной вентиляции легких при малых величинах расхода газовой смеси. Приводится обоснование актуальности вопроса измерения малых расходов при проведении искусственной вентиляции, особенно в неонатальной практике. Подробно описаны канал измерения объема аппарата искусственной вентиляции легких и его составные части с указанием основных характеристик. Для анализа ошибок канала измерения объема предлагается использовать специальную статистику – вариации Аллана. Показаны результаты построения вариаций Аллана, их аппроксимации суммой степенных функций, а также оценки коэффициентов спектральных плотностей мощности шумов нулевого сигнала. Полученные значения основных составляющих ошибки канала измерения объема соотнесены с характеристиками используемых электронных компонентов. Сформулированы предварительные рекомендации по уменьшению ошибок канала измерения объема.

### **Введение**

Современные аппараты искусственной вентиляции легких (ИВЛ), как правило, имеют в своем составе несколько датчиков измерения расхода газовой смеси для определения величин потоков через характерные сечения дыхательного контура и вспомогательных систем аппарата [1]. Информация с датчиков расхода используется для оценки объема газовой смеси,

прошедшей через заданное сечение за определенный интервал времени, например объемов вдоха/выдоха пациента. Точное измерение дыхательного объема необходимо для адекватной оценки основных параметров легких пациента (комплаенса, резистанса) и соответственно выбора оптимальных параметров вентиляции. Особенно актуальным является вопрос измерения дыхательных объемов при малых величинах расхода газовой смеси на выдохе порядка 0,5...1,5 л/мин. При любых

режимах вентиляции существуют достаточно продолжительные интервалы времени, в течение которых необходимо измерять и интегрировать малые расходы [1], [2].

Аппарат искусственной вентиляции легких MB200 построен по схеме, которая подразумевает непосредственное измерение расхода газовой смеси в двух основных точках дыхательного контура: на входе в дыхательный контур пациента и на выходе из него. Для этого в состав аппарата входят датчики-измерители расхода. Все они построены по анемометрическому принципу, хотя имеют разную конструкцию чувствительных элементов. Датчик расхода на выдохе конструктивно размещен в клапане выдоха и является ключевым элементом для точного определения параметров дыхательного процесса. Он состоит из двух основных элементов (рис. 1):

- преобразователя расход-давление;
- канала измерения дифференциального давления, который включает в себя: дифференциальный датчик давления (ДД), инструментальный усилитель (ИУ), аналогово-цифровой преобразователь (АЦП), а также источник опорного напряжения (ИОН).

Для измерения малых расходов необходимо, с одной стороны, обеспечить достаточный перепад давления  $\Delta P$  на преобразователе, а с другой – малые ошибки измерения этого перепада. Необходимый перепад давления формируется за счет конструкции преобразователя, к которой предъявляются жесткие требования в части ограничения максимального сопротивления в контуре, устойчивости характеристики преобразования, технологичности, удобства использования и т. д. Типовая характеристика преобразователя расход-давление представлена на рис. 1. Наклон характеристики при малых расходах составляет  $K_{PD} \approx 0,0017$  л/с/мкм вод. ст.

Анализ ошибок канала измерения дифференциального давления является отдельной достаточно важной задачей. При измерении малых расходов можно пренебречь составляющей ошибки канала измерения давления, обусловленной нестабильностью масштабного коэффициента ДД, ввиду ее малого вклада в суммарную ошибку. В этом случае основной вклад в ошибку измерения расхода и, как следствие, дыхательного объема будет вносить нестабильность нулевого сигнала в канале измерения давления. Следовательно, основной целью работы является получение корректной и устойчивой оценки составляющих нестабильности нулевого сигнала в измерительных каналах, в частности в канале измерения давления, так как наличие такой качественной оценки позволяет вполне эффективно решить задачу однозначного определения источника нестабильности и предпринять эффективные меры по ее снижению.

#### Методы оценки составляющих ошибки измерений

Анализ составляющих нестабильности нулевого сигнала подразумевает выделение в нулевом сигнале дрейфа и характерных шумов, для чего необходимо анализировать спектраль-

ные характеристики нулевого сигнала. Собственно, анализ спектральной плотности мощности нулевого сигнала, построенной на основе текущего спектра конкретной реализации нулевого случайного сигнала при помощи дискретного преобразования Фурье, не позволяет выделить все интересующие составляющие, т. е. несет в себе существенную степень неопределенности при оценке отдельных коэффициентов спектральных плотностей мощности характерных составляющих [3].

Существуют более эффективные методы или инструменты анализа спектральных характеристик случайных процессов. Одним из таких инструментов, используемых в последние годы для исследования временных рядов в различных предметных областях, является вариация Аллана (ВА) [4]-[6]. Применительно к приборостроению ВА рекомендована в качестве подхода для оценки нестабильностей прецизионных приборов, например эталонных источников частоты, навигационных приборов и т. д. Этот метод представляет собой специальную статистику, которая позволяет определить наличие в исходном сигнале характерных шумов (фиолетовый/синий, белый, розовый, красный, коричневый) и оценить соответствующие им коэффициенты спектральных плотностей. Изначально ВА была предложена для оценки стандартов частоты, поэтому входящие в выражение для  $\sigma_A^2(\tau)$  величины в классическом определении имеют физический смысл относительной частоты и времени:

$$\sigma_A^2(\tau) = \frac{1}{2 \cdot (M-1)} \cdot \sum_{i=0}^{M-2} (\bar{y}_{i+1} - \bar{y}_i)^2 = \frac{1}{2 \cdot \tau^2 \cdot (N-2)} \cdot \sum_{i=0}^{N-3} (\bar{x}_{i+2} - 2 \cdot \bar{x}_{i+1} + \bar{x}_i)^2,$$

где  $M = N - 1$ ;  $\tau$  – время усреднения сигнала;  $\bar{y}_i$  – относительная ошибка по частоте, усредненная за время  $\tau$ ;  $\bar{x}_i$  – ошибка по времени, усредненная за время  $\tau$ ;  $N$  – количество отсчетов  $\bar{x}_i$ , используемых для вычисления вариации. Величины  $x$  и  $y$  связаны между собой соотношением  $y = dx / dt$ . Применительно к исследованию характеристик канала измерения объема при вычислении ВА будем рассматривать вместо относительной ошибки по частоте измеренный перепад давления на преобразователе  $\Delta P$ , а вместо ошибки по времени – величину объема  $V$  газовой смеси, прошедшей через датчик расхода. Величины  $\Delta P$  и  $V$  при малых расходах связаны между собой линейным соотношением  $\Delta P = 1/K_{PD} \cdot dV/dt$ . В соответствии с этим выражения для вычисления ВА примут вид

$$\sigma_A^2(\tau) = \frac{1}{2 \cdot (M-1)} \cdot \sum_{i=0}^{M-2} (\overline{\Delta P}_{i+1} - \overline{\Delta P}_i)^2 = \frac{1}{2 \cdot K_{PD}^2 \cdot \tau^2 \cdot (N-2)} \cdot \sum_{i=0}^{N-3} (\bar{V}_{i+2} - 2 \cdot \bar{V}_{i+1} + \bar{V}_i)^2,$$

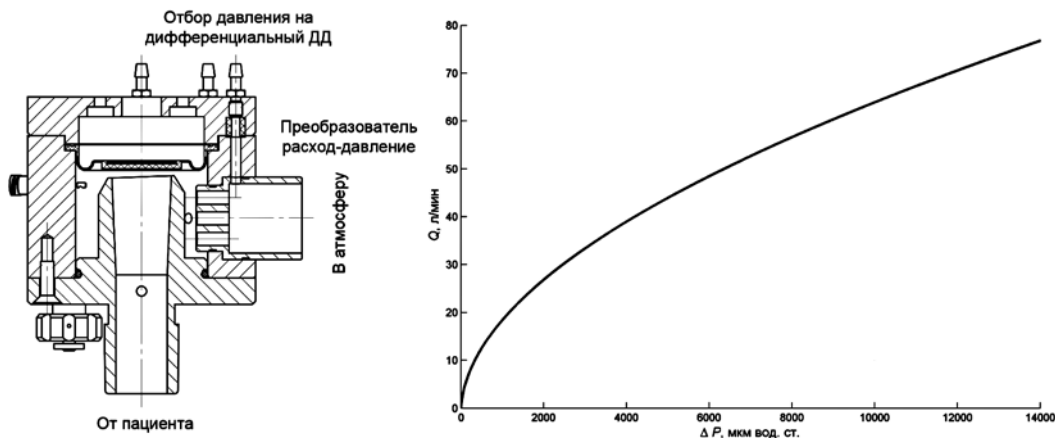


Рис. 1. Датчик расхода, интегрированный в клапан выдоха, и его типовая характеристика преобразования расход-давление

где  $\tau = n \cdot T_0$  – время усреднения сигнала, кратное периоду дискретизации  $T_0$ ;  $\overline{\Delta P}$  – выход канала измерения дифференциального давления, усредненный за время  $\tau$ ;  $\bar{V}$  – объем газовой смеси, усредненный за время  $\tau$ . Как правило, вместо классических формул для ВА используют специальные оценки с ограничением по величине кратности  $n \leq M/2$ . При проведении исследований характеристик канала измерения объема использована рекомендованная IEEE оценка ВА

$$\hat{\sigma}_A^2(\tau = nT_0) = \frac{1}{2 \cdot n^2 \cdot (M - 2 \cdot n + 1)} \times \sum_{j=0}^{M-2n} \left\{ \sum_{i=j}^{j+n-1} (\Delta P_{i+n} - \Delta P_i) \right\}^2,$$

где  $\Delta P$  – выход канала измерения дифференциального давления. Далее будем считать  $\hat{\sigma}_A(\tau) \approx \sigma_A(\tau)$  для  $\tau = n \cdot T_0$ . Таким образом, оценку итоговой ошибки канала измерения объема (расхода) и ее составляющих проведем путем вычисления ВА нулевого сигнала канала. Полученная оценка ВА  $\sigma_A^2(\tau)$  для нулевого сигнала может быть аппроксимирована рациональной функцией вида

$$\sigma_A^2(\tau = nT_0) \approx \eta_A(\tau) = a \cdot \tau^2 + b \cdot \tau + c + \frac{d}{\tau} + \frac{e}{\tau^2}, \quad (1)$$

где  $a \cdot \tau^2$  характеризует линейный во времени дрейф нулевого сигнала канала измерения дифференциального давления  $\Delta P$ ;  $b \cdot \tau$  характеризует случайное блуждание нулевого сигнала канала измерения дифференциального давления  $\Delta P$ ;  $c$  характеризует фликкер-шум нулевого сигнала канала измерения дифференциального давления  $\Delta P$ ;  $d / \tau$  характеризует белый шум нулевого сигнала канала измерения дифференциального давления  $\Delta P$ ;  $e / \tau^2$  характеризует одновременно белый и фликкер-шумы канала измерения объема. Полученные в результате аппроксимации коэффициенты  $b, c, d$  однозначно связаны с коэффициентами спектральных плотностей мощности красного, розового и белого шумов канала измерения дифференциального давления.

### Результаты оценки составляющих ошибки измерений

Табл. 1 отражает связь коэффициентов аппроксимирующей функции с коэффициентами соответствующих спектральных плотностей мощности шумов канала измерения дифференциального давления и канала измерения объема. Для выделения в нулевом сигнале долгопериодических составляющих определена длительность каждой записи порядка двух часов, что обусловлено максимальным временем выхода всех элементов на установившийся температурный режим. С целью получения достаточно узких доверительных интервалов для коэффициентов аппроксимации ВА количество двухчасовых записей определено равным шести. Результаты обработки шести двухчасовых записей нулевого сигнала канала измерения объема представлены на рис. 2, 3 и в табл. 2.

Из рис. 2 видно, что высокочастотные вариации для разных записей полностью совпадают, так как они не зависят от условий проведения экспериментов в отличие от низкочастотных вариаций.

В целом все шесть записей имеют близкие ВА, что говорит о хорошей повторяемости условий проведения экспериментов. Рис. 3 показывает результаты аппроксимации оценок ВА функцией  $\eta_A(\tau)$  (1). В результате аппроксимации максимальное значение СКО по всем шести записям не превысило значения 0,1 мкм вод. ст. Наличие на графиках отклонений аппроксимирующей функции от оценки ВА свидетельствует о наличии в сигнале относительно низкочастотных периодических составляющих, источником которых могут быть механические воздействия на ДД.

Результаты, приведенные в табл. 2, показывают оценки значений коэффициентов спектральных плотностей мощности шумов нулевого сигнала канала измерения объема от за-

пуска к запуску, а также нестабильность от запуска к запуску на уровне  $1\sigma$ . Величина коэффициента  $V_V$  от запуска к запуску составила порядка  $2 \cdot 10^{-10}$  л при малой величине нестабильности порядка  $6,5 \cdot 10^{-14}$  л на уровне  $3\sigma$ . Это показывает стабильно малый вклад белого и фликкер-шумов интеграла в итоговую ошибку канала измерения объема. Поэтому анализ с использованием классической ВА вполне адекватен.

Таким образом, в соответствии с табл. 2 основные составляющие ошибки измерения объема на малых потоках составят:

- 1) случайный дрейф порядка 42 мл/мин с нестабильностью 5,7 мл/мин на уровне  $3\sigma$ ;
- 2) случайное блуждание с коэффициентом СКО порядка 4,9 мл/мин<sup>1/2</sup> и нестабильностью порядка 0,12 мл/мин<sup>1/2</sup> на уровне  $3\sigma$ .

Полученные значения составляющих ошибок согласуются с результатами натурных испытаний аппаратов ИВЛ.

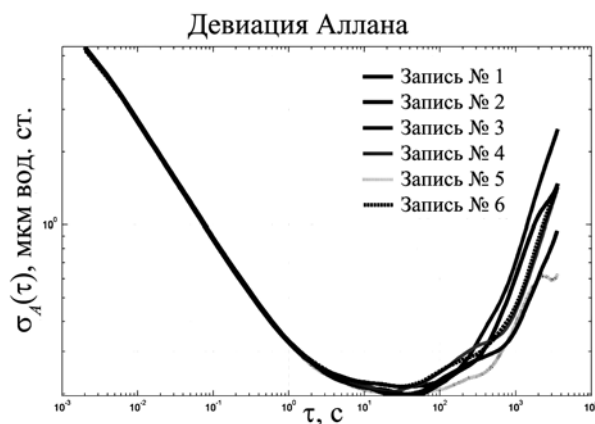


Рис. 2. Вариации Аллана для шести записей нулевого сигнала канала измерения дифференциального давления

### Выводы

По результатам проведенной работы необходимо отметить, что использование ВА позволяет эффективно получать корректные и устойчивые оценки коэффициентов спектральных плотностей мощности шумов, входящих в исследуемый нулевой сигнал канала измерения дыхательного объема пациента в аппарате ИВЛ. Полученные оценки позволили оптимизировать схемотехнические решения, заложенные в аппарате. Изначально разработанная для оценки стабильности эталонов времени и частоты специальная статистика – вариации Аллана – инвариантна по отношению к исследуемому физическому сигналу, поэтому полученные с применением ВА данные могут быть использованы для формирования конкретных рекомендаций по выбору или замене отдельных электронных компонентов измерительных каналов не только аппаратов ИВЛ, но и любых других измерительных, в том числе прецизионных, систем. Так, в настоящее время проводятся работы по применению предложенного подхода в разрабатываемых приборах газоанализа.

### Список литературы:

1. Зислин Б.Д., Чистяков А.В. Мониторинг дыхания и гемодинамики при критических состояниях. – Екатеринбург: ОАО «Тритон-ЭлектроникС», 2006.
2. Сатишур О.Е. Механическая вентиляция легких. – М.: Медицинская литература, 2006.
3. Солодовников В.В. Статистическая динамика линейных систем автоматического управления. – М.: ФИЗМАТГИЗ, 1960.
4. David W. Allan Conversion of Frequency Stability Measures from the Time-domain to the Frequency-domain, vice-versa and Power-law Spectral Densities. 26 Jan. 2012 / [http://www.allanstime.com/Publications/DWA/Conversion\\_](http://www.allanstime.com/Publications/DWA/Conversion_)

from\_Allan\_variance\_to\_Spectral\_Densities.pdf (дата обращения: 8 июня 2015 г.).

5. Riley W.J. Handbook of Frequency Stability Analysis / NIST Special Publication 1065, July 2008 / <http://tf.nist.gov/timefreq/general/pdf/2220.pdf> (дата обращения: 8 июня 2015 г.).
6. Малкин З.М. Использование вариации Аллана и ее модификаций для исследования временных рядов // Известия Главной астрономической обсерватории в Пулковке. 2009. № 219 (4). С. 195-198.

Никита Георгиевич Лавров,  
канд. техн. наук, начальник отдела,  
ООО Фирма «Тритон-ЭлектроникС»,  
научный сотрудник,

Институт математики и механики  
им. Н.Н. Красовского УрО РАН,

доцент,  
ФГАОУ ВО «Уральский федеральный университет  
им. первого Президента России Б.Н. Ельцина»,  
Виталий Владимирович Борцов,  
начальник сектора,  
Евгений Дмитриевич Конев,  
инженер-конструктор,  
ООО Фирма «Тритон-ЭлектроникС»,  
г. Екатеринбург,  
e-mail: lavrov\_ng@mail.ru

Таблица 1

Коэффициенты спектральных плотностей мощностей шумов

Аналог коэффициента в формуле Текст вывода не мо	Наклон графика ВА	Наклон графика спектральной плотности	Обозначение коэффициента	Примечания
$a$	+2	-3	$R_{\Delta P}$	Дрейф нуля канала измерения $\Delta P$ , мкм вод. ст./с
$b$	+1	-2	$K_{\Delta P}$	Случайное блуждание нуля канала измерения $\Delta P$ , мкм вод. ст./с <sup>1/2</sup>
$c$	0	-1	$R_V$	Случайный дрейф нуля канала измерения $V$ , л/мин
$d$	-1	0	$K_V$	Случайное блуждание нуля канала измерения $V$ , л/мин <sup>1/2</sup>
$e$	-2	+1	$B_V$	Нестабильность нуля канала измерения $V$ , л

Таблица 2

Значения коэффициентов спектральных плотностей мощностей составляющих шумов

№ п/п	$R_{\Delta P}$	$K_{\Delta P}$	$R_V$	$K_V$	$B_V$
1	0,0007428	0,0176471	0,0435063	0,0048652	$2,0815 \cdot 10^{-10}$
2	0,0003226	0,0185076	0,0405283	0,0049481	$2,0815 \cdot 10^{-10}$
3	0,0009599	0,0191707	0,0400595	0,0048391	$2,0815 \cdot 10^{-10}$
4	0,0005550	0,0000003	0,0434318	0,0048965	$2,0815 \cdot 10^{-10}$
5	0,0002974	0,0216806	0,0401052	0,0048747	$2,0815 \cdot 10^{-10}$
6	0,0005501	0,0177237	0,0440119	0,0048552	$2,0820 \cdot 10^{-10}$
Среднее	0,0005713	0,0157883	0,0419405	0,0048798	$2,0816 \cdot 10^{-10}$
СКО	0,0002521	0,0078741	0,0018903	0,0000385	$2,1773 \cdot 10^{-14}$

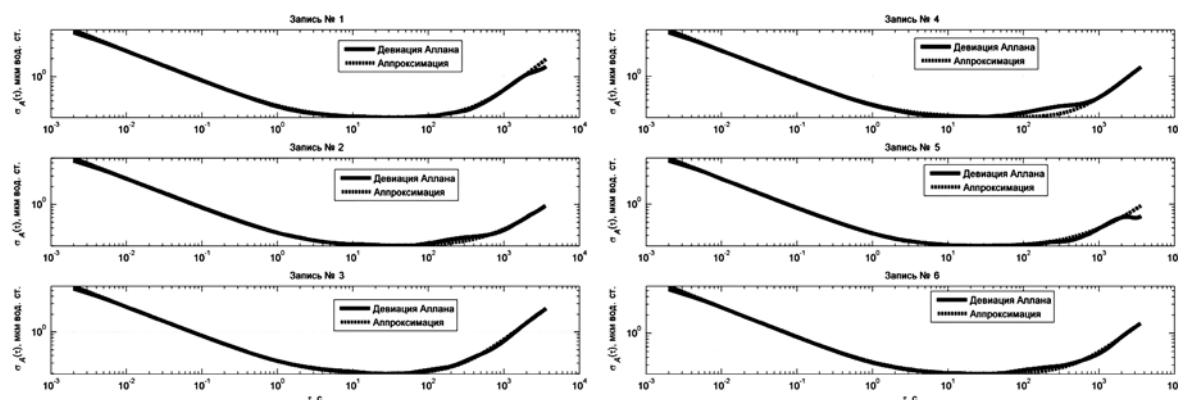


Рис. 3. Результаты аппроксимации ВА