

ется получить при применении вейвлетов Добеши 2 и симмлет 4 (рис. 2а), обладающих равной трудоемкостью (рис. 2б), при этом минимальная ошибка восстановления  $PRD$  достигается при применении вейвлета симмлет 4 (рис. 2б), позволяющего достичь коэффициента сжатия, равного 3,5, используя только изменения представления коэффициентов вейвлет-преобразования, без дополнительного применения специализированных алгоритмов сжатия данных.

Для подтверждения работоспособности подхода к определению порогового значения  $\Theta$ , описанного ранее, рассмотрим зависимости ошибки восстановления  $E$ , коэффициента сжатия  $CR$  и зависимость целевой функции  $Q$  при  $w = 10$  от порогового значения  $\Theta$ , представленные на рис. 3 в виде сплошной и прерывистой линий соответственно. Вид данных зависимостей был получен для произвольного фрагмента ЭКГ при использовании вейвлета симмлет 4 и глубине разложения, равной 6 (см. рис. 3).

В результате нахождения точки минимума функции  $Q$  было определено значение порога  $\Theta$ , равное 0,05. В области значений порога  $\Theta$  (0,05...0,1) наблюдается более чем двукратное увеличение значения ошибки  $E$  при малом изменении коэффициента сжатия  $CR$ , следовательно, дальнейшее увеличение значения порога  $\Theta$  нецелесообразно.

### Заключение

В данной статье рассмотрено применение способа сжатия данных, получаемых от датчиков ЭКГ, основанного на изменении представления коэффициентов вейвлет-преобразования электрокардиосигнала, который позволяет получить коэффициент сжатия в пределах 3...4. Специфика представления данных в памяти микросервера и применение масштабирования коэффициентов вейвлет-преобразования позволяют отказаться от применения алгоритмов сжатия коэффициентов вейвлет-преобразования исходного сигнала. В настоящей статье рассмотрено получение порогового значения  $\Theta$  путем проведения «пассивного эксперимента»: определение минимума функции  $f(x)$  производилось не в процессе работы системы мониторинга, а на основе накопленной выборки данных. Дальнейшего увеличения коэффициента сжатия и уменьшения значения ошибки  $PRD$  можно достичь, например, при помощи адаптивной настройки значения порога  $\Theta$ , реализованной путем градиентного спуска [13] в минимум целевой функции  $Q(\Theta)$ , параметры которой определяются во время работы комплекса мониторинга.

### Список литературы:

1. Бессмельцев В.П., Катасонов Д.Н., Мазурок Б.С., Макеев И.В., Служев В.А., Морозов В.В., Шевела А.И. Мобильная система для автоматизированного дистанционного мониторинга сердечной деятельности // Медицинская техника. 2015. № 1. С. 5-9.

2. Dixon A.M.R. et al. Compressed sensing system considerations for ECG and EMG wireless biosensors // IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. 2012. Vol. 6. № 2. PP. 156-166.
3. Tai S.C., Sun C.C., Yan W.C. A 2-D ECG compression method based on wavelet transform and modified SPIHT // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2005. Vol. 52. № 6. PP. 999-1008.
4. Allstot E.G. et al. Compressed sensing of ECG bio-signals using one-bit measurement matrices // New Circuits and Systems Conference (NEWCAS), 2011 IEEE 9th International. IEEE, 2011. PP. 213-216.
5. Chen J., Itoh S. A wavelet transform-based ECG compression method guaranteeing desired signal quality // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1998. Vol. 45. № 12. PP. 1414-1419.
6. Chi Y.M., Deiss S.R., Cauwenberghs G. Non-contact low power EEG/ECG electrode for high density wearable biopotential sensor networks // Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2009. BSN 2009. Sixth International Workshop on. IEEE, 2009. PP. 246-250.
7. Luo S., Johnston P. A review of electrocardiogram filtering // Journal of Electrocardiology. 2010. Vol. 43. № 6. PP. 486-496.
8. Bessmeltsev V.P., Katasonov D.N., Mazurok B.S., Makeev I.V., Sluev V.A., Morozov V.V., Shevela A.I. A mobile system for automated remote monitoring of cardiac activity // Biomedical Engineering. 2015. № 1. PP. 5-9.
9. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам. – М.: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2001.
10. Воробьев В.И., Грибунин В.Г. Теория и практика вейвлет-преобразования // СПб.: ВУС, 1999. Т. 208.
11. Zigel Y., Cohen A., Katz A. The weighted diagnostic distortion (WDD) measure for ECG signal compression // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2000. Vol. 47. № 11. PP. 1422-1430.
12. Abo-Zahhad M., Ahmed S.M., Zakaria A. ECG signal compression technique based on discrete wavelet transform and QRS-complex estimation // Signal Processing – An International Journal (SPIJ). 2011. Vol. 4. № 2. P. 138.
13. Шпилевая О.Я. Адаптивные системы с эталонными моделями. – Новосибирск: НГТУ, 2007. 103 с.

Виктор Павлович Бессмельцев,  
канд. техн. наук, зав. лабораторией,  
Денис Николаевич Катасонов,  
инженер-программист,  
Институт автоматизации и электрометрии СОРАН,  
г. Новосибирск,  
e-mail katasonovdenis@ya.ru

## А.А. Федотов

### Робастная методика обнаружения QRS-комплексов ЭКГ-сигнала

#### Аннотация

В статье рассматривается робастная методика детектирования QRS-комплексов ЭКГ-сигнала, основанная на применении полосового фильтра с линейной фазовой характеристикой, преобразования Гилберта и адаптивного порогового алгоритма. Исследована эффективность различных детекторов QRS-комплексов в условиях действия интенсивных помех. Эффективность предложенного подхода была верифицирована для различных клинических записей ЭКГ-сигнала из базы данных MIT Physionet.

#### Введение

Регистрация и обработка электрокардиографического (ЭКГ) сигнала находят широкое применение в системах медицинской диагностики. Активное развитие в последнее время систем кардиомониторинга на основе анализа изменчивости параметров сердечного ритма обуславливает необходимость

точного детектирования QRS-комплексов ЭКГ-сигнала для минимизации погрешностей измерения длительностей R-R интервалов ЭКГ-сигнала в условиях влияния помех и шумов различной природы возникновения [1], [2].

В то же время методы и алгоритмы обнаружения QRS-комплексов ЭКГ-сигнала должны быть относительно простыми в реализации для их успешной имплементации в портативные

системы мониторинга, характеризующиеся малым энергопотреблением и невысоким быстродействием вычислительных модулей.

В настоящее время существует множество различных алгоритмов детектирования QRS-комплексов ЭКГ-сигнала, основанных на применении первой и второй производных, частотной фильтрации, вейвлет-преобразований, согласованных фильтров и нейронных сетей, а также их различных комбинаций [3]-[5].

В данной статье предлагается относительно простая методика детектирования QRS-комплексов ЭКГ-сигнала, характеризующаяся высокой чувствительностью обнаружения и малыми ошибками, состоящая из трех последовательных этапов цифровой обработки ЭКГ-сигнала: полосовой частотной фильтрации, преобразовании Гилберта и адаптивном алгоритме обнаружения максимума.

## Теория

Первичным этапом в системах обработки ЭКГ-сигнала является применение частотной полосовой фильтрации, обеспечивающей снижение дрейфа изолинии биосигнала, уменьшение влияния артефактов движения и высокочастотных помех. Правильный выбор полосы пропускания частотного фильтра обеспечивает адекватную селекцию высокочастотного QRS-комплекса ЭКГ-сигнала на фоне присутствия низкочастотных P- и T-зубцов сигнала, низкочастотных шумов и помехи величиной 50 Гц от сетевой линии.

На рис. 1 представлены зависимости изменения спектральной мощности различных компонентов ЭКГ-сигнала в нормированных единицах от частоты [4].

Анализ приведенных данных показывает, что выделение QRS-комплекса ЭКГ-сигнала на основе принципа частотной селекции возможно осуществить с высокой эффективностью. Проведенные исследования, посвященные оценке чувствительности и специфичности детектирования QRS-комплексов ЭКГ-сигнала, показали, что оптимальная полоса пропускания фильтра составляет от 8 до 20 Гц [6], [7].

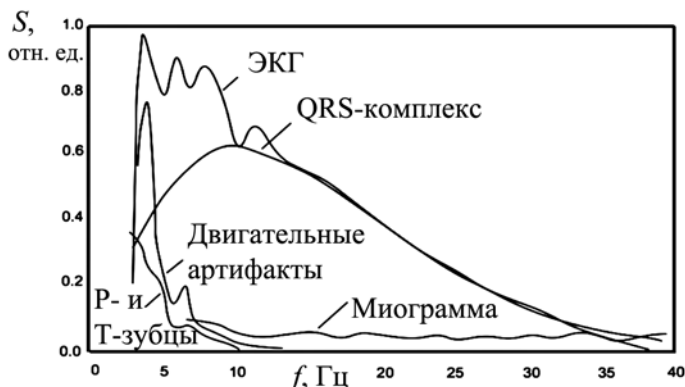


Рис. 1. Зависимости изменения спектральной мощности различных компонентов ЭКГ-сигнала от частоты

Суть преобразования Гилберта заключается в формировании ортогонального дополнения сигнала [8]. Преобразование Гилберта применительно к обработке ЭКГ-сигнала позволит представить биосигнал в виде аналитического сигнала и выделить его огибающую, что улучшает качество детектирования QRS-комплекса сигнала. Для получения огибающей аналитического сигнала необходимо вычислить его модуль.

## Материалы и методы

В предлагаемой методике детектирования QRS-комплексов ЭКГ-сигнала последовательно выполняются следующие операции:

- 1) выполняется преобразование Гилберта от выходного сигнала полосового фильтра для получения аналитического сигнала;
- 2) вычисляется модуль аналитического сигнала с целью получения его огибающей;

- 3) результат вычисления модуля аналитического сигнала возводится в квадрат для дополнительного усиления высокоамплитудных компонент, соответствующих QRS-комплексам ЭКГ-сигнала.

В рассматриваемой работе на этапе частотной фильтрации ЭКГ-сигнала использовался цифровой фильтр Баттерворта 8-го порядка с коррекцией нелинейности фазовой характеристики, полоса пропускания которого составила 8...20 Гц. Для линеаризации фазовой характеристики выходной сигнал фильтра Баттерворта необходимо повторно пропустить через фильтр, но в обратной последовательности следования отсчетов сигнала, при этом порядок фильтра удваивается [9].

На рис. 2 представлены эпюры фрагмента реального ЭКГ-сигнала на различных этапах обработки согласно предлагаемой методике [A1 – исходный ЭКГ-сигнал, A2 – ЭКГ-сигнал после обработки полосовым фильтром, A3 – модуль (огибающая) аналитического сигнала, A4 – квадрат модуля аналитического сигнала].

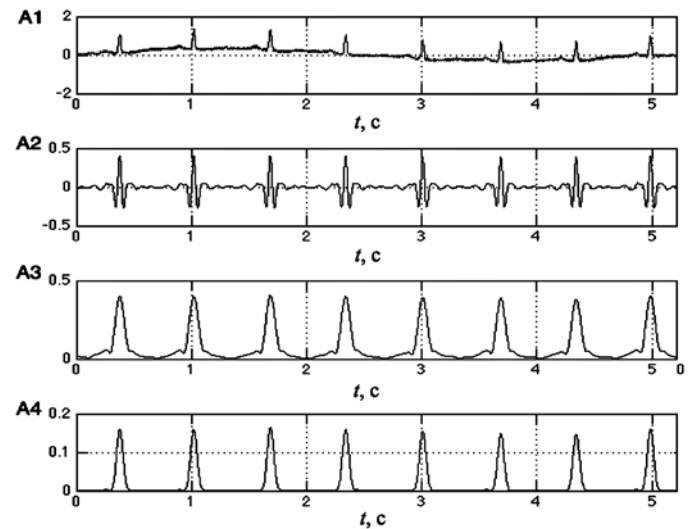


Рис. 2. Эпюры ЭКГ-сигнала на различных этапах обработки

После прохождения первых двух этапов преобразованный сигнал A4 поступает на вход адаптивной схемы обнаружения максимумов сигнала, временное положение которых соответствует положению опорной точки QRS-комплекса, в качестве которой был выбран R-зубец как наиболее различимый маркер события. Методика обработки ЭКГ-сигнала полосовым фильтром с линейной фазовой характеристикой и с последующим преобразованием Гилберта обеспечивает отсутствие вносимых фазовых искажений и временных задержек.

Суть адаптивного алгоритма обнаружения максимумов заключается в формировании скользящего окна длительностью 2 с, в пределах которого происходит поиск максимумов, превышающих заданное значение порога  $Lev$ . Величина порога определяется отдельно для каждого скользящего окна на основе следующей пороговой функции:

$$Lev = \begin{cases} 0,4 \cdot \max; & \Omega \geq 0,2 \cdot \max; \\ 1,6 \cdot \Omega; & \Omega < 0,2 \cdot \max, \end{cases}$$

где  $\Omega$  – величина среднеквадратического отклонения значений амплитуды отсчетов сигнала в пределах данного скользящего окна;  $\max$  – максимальное значение амплитуды отсчетов сигнала в пределах данного скользящего окна.

Численные значения параметров пороговой функции были выбраны эмпирически, в результате проведенных исследований по критерию максимизации правильных обнаружений QRS-комплексов ЭКГ-сигнала и минимизации ложных обнаружений и пропусков.

Детектор максимума производит определение временного положения максимума сигнала на временном интервале поиска при одновременном соблюдении следующих условий:

$$A4(n) > Lev \ \& \ A4(n) > A4(n + 1) \ \& \ A4(n) > A4(n - 1).$$

Для верификации предложенного QRS-детектора при обработке реальных биосигналов использовалась общедоступная база данных ЭКГ-сигналов Physionet Массачусетского технологического университета (<http://physionet.org>). Для оценки эффективности обнаружения QRS-комплексов можно использовать следующие статистические показатели:

1) вероятность правильного обнаружения опорных точек  $P_T$ :

$$P_T = \frac{N_T}{N} \cdot 100 \%;$$

2) вероятность ложного обнаружения опорных точек  $P_F$ :

$$P_F = \frac{N_F}{N} \cdot 100 \%;$$

3) показатель уровня ошибок обнаружения  $P_{er}$ :

$$P_{er} = \frac{N_m + N_F}{N} \cdot 100 \%,$$

где  $N_T$  – количество правильно обнаруженных QRS-комплексов;  $N_F$  – количество ошибочно обнаруженных QRS-комплексов;  $N$  – общее количество QRS-комплексов;  $N_m$  – количество пропущенных QRS-комплексов.

В тестировании использовались выборки ЭКГ-сигналов из базы данных MIT-BIH Arrhythmia Database, содержащей 48 фрагментов реальных ЭКГ-сигналов длительностью 30 мин каждый; отдельно для исследования были выбраны: 1 слабо-зашумленная выборка (100) и 2 наиболее зашумленных фрагмента (104, 105) [10].

### Результаты

Сравнительный анализ эффективности обнаружения QRS-комплексов проводился для следующих детекторов: 1 – обнаружитель Пана-Томпкинса [11]; 2 – обнаружитель на основе согласованного фильтра [12]; 3 – обнаружитель на основе вейвлет-преобразований [13]; 4 – предлагаемый в работе детектор.

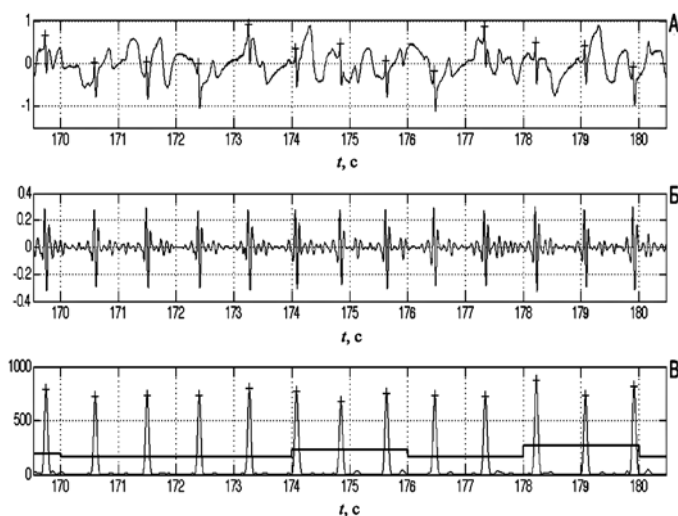


Рис. 3. Эпюры обработки фрагмента реального ЭКГ-сигнала с интенсивными артефактами движения и дрейфом изолинии

В табл. 1 приведены результаты количественной оценки эффективности разработанного детектора в сравнении с существующими подходами при обработке реальных ЭКГ-сигналов.

На рис. 3 представлены эпюры обработки реального ЭКГ-сигнала с сильно выраженными артефактами движения и дрейфом изолинии (А – фрагмент исходного ЭКГ-сигнала, Б – выходной сигнал полосового фильтра, В – входной сигнал адаптивной схемы обнаружения максимумов с разбиением на скользящие окна; прямой линией показана величина адаптивного порога, крестиками показаны обнаруженные R-зубцы ЭКГ-сигнала).

### Заключение

Анализ полученных результатов показал, что предложенная методика детектирования QRS-комплексов ЭКГ-сигнала на основе применения полосовой фильтрации и преобразования Гилберта является эффективным средством обработки ЭКГ-сигналов, зарегистрированных в реальных клинических условиях. На основе разработанного подхода удалось достичь показателя 100 % правильного обнаружения и полного отсутствия ошибок для слабозашумленной выборки ЭКГ-сигнала длительностью 30 мин, а также показателя уровня ошибок не выше 0,2 % для зашумленных ЭКГ-сигналов.

К преимуществам данной методики детектирования QRS-комплексов ЭКГ-сигнала можно отнести простоту реализации, достаточное быстродействие для современных вычислительных систем, высокие показатели истинного обнаружения QRS-комплексов, малые ошибки ложного обнаружения и пропуска.

*Исследование выполнено при поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации в рамках проектной части государственного задания в сфере научной деятельности (код проекта 12.2013.2014/К, номер государственной регистрации 114121670017).*

### Список литературы:

1. Федотов А.А., Акулов С.А. Математическое моделирование и анализ погрешностей измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. – М.: Физматлит, 2013. 280 с.
2. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use // Circulation. 1996. Vol. 93 (5). PP. 1043-1065.
3. Friesen G.M. et al. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1990. Vol. 27. Iss. 1. PP. 85-98.
4. Biomedical Digital Signal Processing: C Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC. – Edited by Willis J. Tompkins. Prentice Hall, New Jersey, 1993. 368 p.
5. Theis F.J., Meyer-Base A. Biomedical signal analysis: Contemporary methods and applications. – The MIT Press, 2010. 423 p.
6. Mohamed E. et al. Frequency Bands Effects on QRS Detection / Springer-Verlag: Proceedings of the Third International Conference on Bioinspired Systems and Signal Processing. 2010. PP. 428-431.

Таблица 1

Оценка эффективности обнаружения QRS-комплексов ЭКГ-сигнала

Фрагмент сигнала	100			104			105			Среднее по 48 фрагментам		
	$P_T$ , %	$P_F$ , %	$P_{er}$ , %	$P_T$ , %	$P_F$ , %	$P_{er}$ , %	$P_T$ , %	$P_F$ , %	$P_{er}$ , %	$P_T$ , %	$P_F$ , %	$P_{er}$ , %
1	99,9	0,09	0,1	98,2	0,1	0,25	98,2	0,12	0,3	98,9	0,08	0,24
2	100	0,05	0,06	99,5	0,08	0,2	99,5	0,04	0,2	99,6	0,05	0,2
3	100	0	0,07	99,7	0,07	0,18	99,7	0,03	0,21	99,8	0,02	0,19
4	100	0	0	99,8	0,06	0,17	99,8	0,02	0,22	99,8	0,02	0,18

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-