

# Алгоритм на основе MUSIC для быстрого измерения пульса

Фаруха ФАРУЗАН  
(Foroohar FOROOZAN)  
Перевод: Михаил РУССКИХ  
tau68@rambler.ru

Через несколько десятилетий наши внуки не будут знать слово «больница», и вся информация о здоровье будет записываться и контролироваться дистанционно с помощью датчиков. Основываясь на данных о вашем здоровье, системы датчиков будут регулировать соответствующие параметры окружающей среды в домах. Компания Analog Devices имеет возможность это осуществить, поскольку она предоставляет дополняющие друг друга продукты: датчики, программное обеспечение и алгоритмы. В статье описывается адаптация алгоритма MUSIC для высокоточного и быстрого измерения сердечного ритма с использованием ФПГ-сигналов, снятых с запястья. Для этого применяется платформа в форме наручных часов ADI.

Мониторинг сердечного ритма является основной функцией многих существующих носимых и медицинских устройств. Эти устройства, как правило, считывают фотоплетизмографические (ФПГ) сигналы, которые получают путем освещения кожи человека с помощью светодиодов и определения посредством фотодиода изменений интенсивности отраженного света, вызванных влиянием потоков крови. Форма ФПГ-сигнала похожа на форму волны артериального давления, что делает этот сигнал популярным в научном сообществе, поскольку он является потенциальным неинвазивным инструментом измерения пульса (сердечного

ритма). Периодичность ФПГ-сигнала соответствует сердечному ритму. Следовательно, пульс можно определить по таким сигналам. Тем не менее эффективность измерения сердечного ритма может быть ухудшена из-за плохой перфузии крови, окружающего света и, что самое важное, артефактов движения [1]. Для удаления шумов, вызванных влиянием артефактов движения, было предложено много методов обработки сигналов. Например, компания Analog Devices создала алгоритм движения и слежения за частотой с использованием трехосевого датчика ускорения, расположенного в непосредственной близости с ФПГ-датчиком. В случае если движение

не наблюдается, желательно, чтобы специальный алгоритм обеспечивал быстрое и точное измерение сердечного ритма. В статье описана адаптация предназначенного для спектрального анализа сигналов алгоритма MUSIC<sup>1</sup> для высокоточного и быстрого измерения сердечного ритма с использованием ФПГ-сигналов, снятых с запястья. Для этого применяется платформа в форме наручных часов ADI, работа которой основана на блок-схеме, приведенной на рис. 1. Элементы блок-схемы будут подробнее описаны в следующих разделах.

<sup>1</sup> Алгоритм MUSIC (Multiple Signal Classification) был предложен Р. Шмидтом (R. O. Schmidt) в 1979 году. Основан на разделении пространства на сигнальное и шумовое подпространства. — Прим. ред.

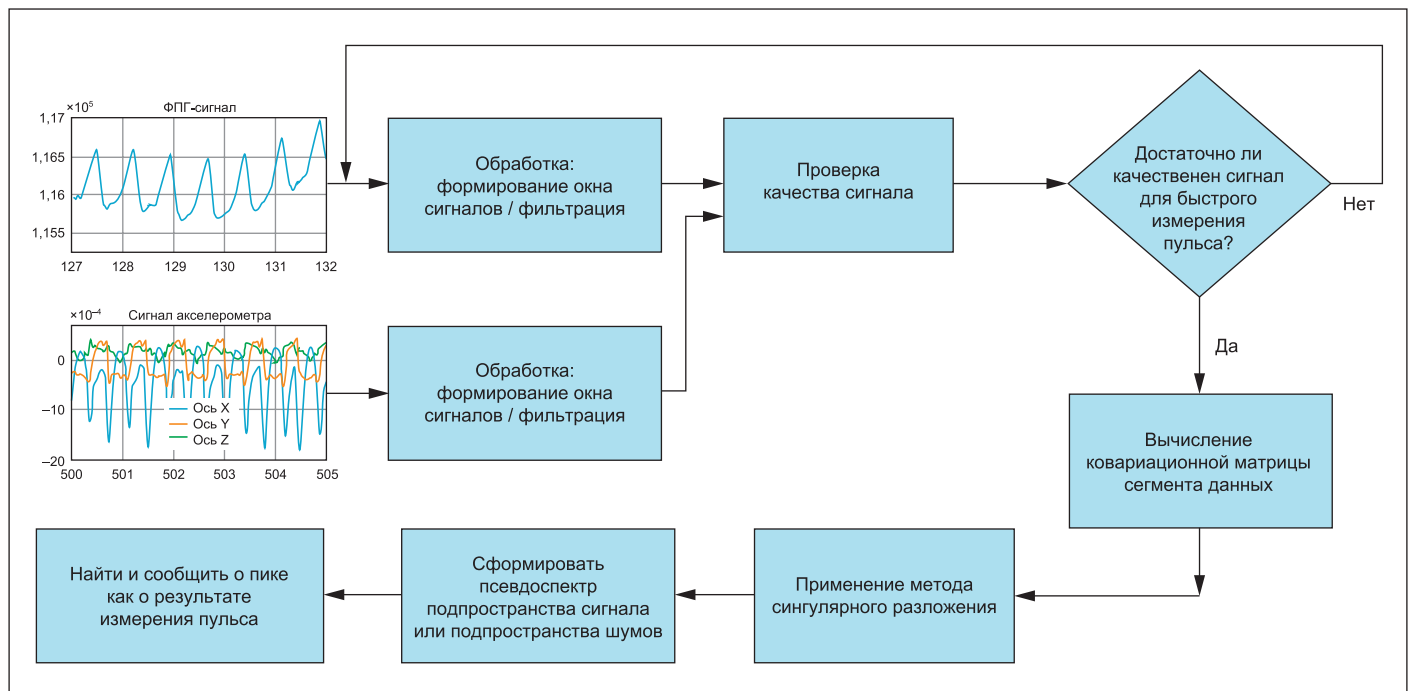


Рис. 1. Алгоритм на основе MUSIC для быстрого измерения пульса на основе информации о ФПГ-сигналах, снятых с запястья

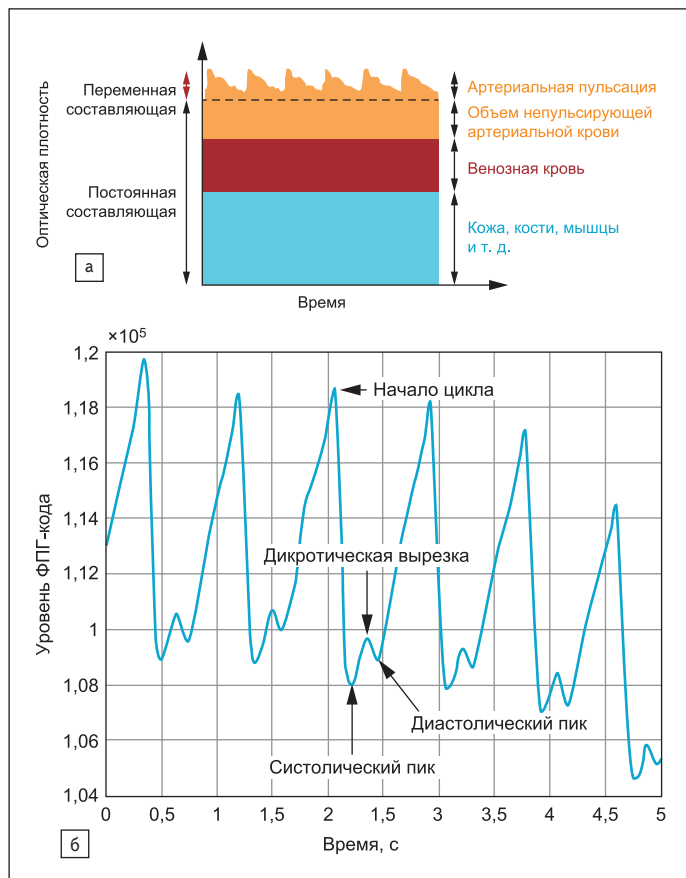


Рис. 2. ФПГ-сигнал: а) стандартный, с постоянной и переменной составляющими; б) снятый с помощью наручных фитнес-часов ADI

### Что представляет собой ФПГ-сигнал, считанный с помощью наручных фитнес-часов ADI?

При излучении светодиодом света кровяные потоки и ткани организма поглощают различное количество фотонов, вследствие чего фотоприемник регистрирует разные значения входной величины. Фотоприемник измеряет изменения пульсаций крови и выдает ток, который затем усиливается и фильтруется для дальнейшего анализа. На рис. 2а показан стандартный ФПГ-сигнал, имеющий постоянную и переменную составляющие. Постоянная составляющая ФПГ-сигнала определяет оптический сигнал, отраженный от ткани, костей и мышц, а также средний объем крови как артериальной, так и венозной. Переменная составляющая демонстрирует изменения в объеме крови, происходящие между систолической и диастолической фазами сердечного цикла, где основная частота переменной составляющей зависит от сердечного ритма. На рис. 2б показан ФПГ-сигнал, полученный с помощью установленного в наручных часах фотометрического входного интерфейса ADPD107, который подробно описан в статьях на Analog Dialogue. Цель мультисенсорных часов ADI — считывать несколько жизненно важных показателей с запястья. Часы ADI имеют компоненты для считывания ФПГ, электрокардиограмм и электродермальной активности, а также акселерометр и датчик температуры. В статье основное внимание уделяется именно датчику ФПГ и акселерометру.

Рассмотрим сходство формы ФПГ-сигнала и волны артериального давления. Форма волны артериального давления образуется благодаря выбросу крови из левого желудочка. Основное давление распространяется вниз по системной сосудистой сети и достигает некоторых участков организма, что в итоге приводит к отражению волны из-за значительных изменений артериальной резистентности. Первый участок — это соединение между грудной и брюшной

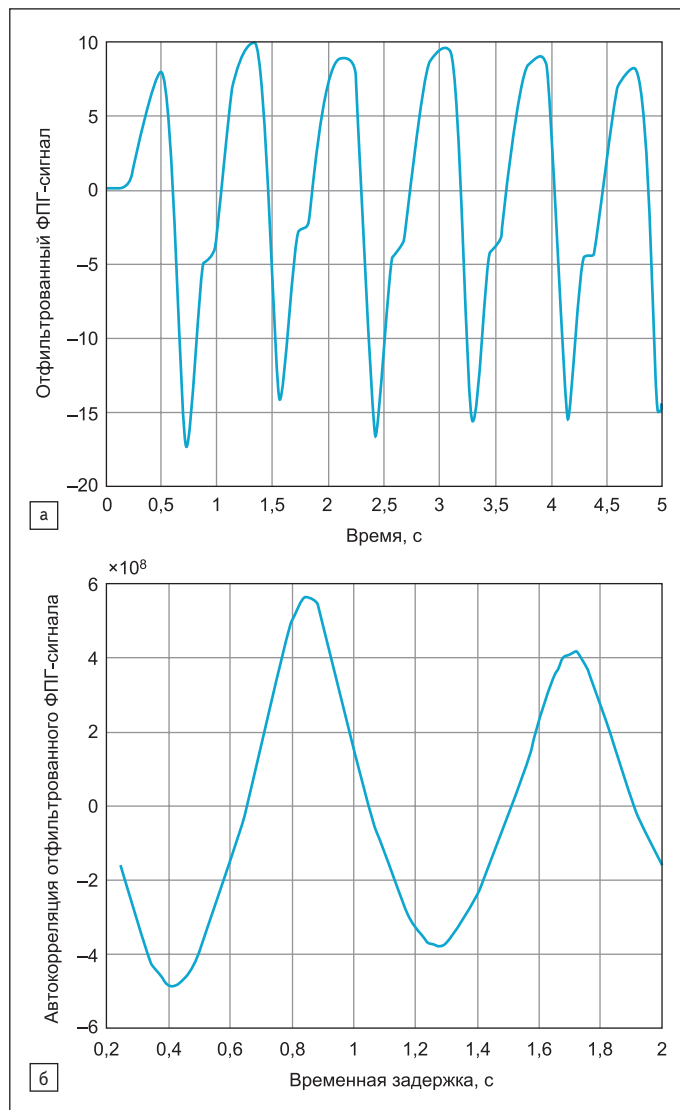


Рис. 3. а) Отфильтрованный полосовым фильтром ФПГ-сигнал из рис. 1б; б) автокорреляция графика сигнала из рис. 2а

аортами, которое вызывает первое отражение, обычно известное как поздняя систолическая волна. Второй участок, где происходит следующее отражение, представляет собой соединение между брюшной аортой и обцими подвздошными артериями. Основная волна снова отражается, из-за чего формируется небольшой провал, называемый дикротической вырезкой, который можно наблюдать между первым и вторым отражениями. Существуют и дополнительные незначительные отражения, сглаживаемые в ФПГ-сигналах [2]. В статье рассматривается измерение сердечного ритма, который зависит только от периодичности ФПГ-сигналов, форма волны этих сигналов данным алгоритмом не учитывается.

### Предварительная обработка ФПГ-сигналов

Чувствительность ФПГ-сигнала к плохой перфузии крови периферических тканей и влиянию артефактов движения давно известна [1]. Чтобы минимизировать влияние этих факторов на последующих этапах ФПГ-анализа для определения сердечного ритма, требуется предварительная обработка сигналов. Полосовой фильтр необходим для удаления как высокочастотной составляющей (например, от источников питания) ФПГ-сигнала, так и низкочастотных составляющих, вызванных изменением плотности капилляров и объемом венозной крови, а также изменением температуры и прочих факто-

ров. На рис. 36 показан ФПГ-сигнал после фильтрации. Для поиска первого окна ФПГ-сигнала, соответствующего алгоритму быстрого измерения пульса, используется определенный набор показателей качества сигнала. Сначала анализируются данные, полученные от акселерометра, и ФПГ-сигнал, чтобы определить, можно ли выделить сегмент данных, свободных от движения, и лишь после этого измеряются другие показатели качества сигнала. Значения из такого окна данных отклоняются алгоритмом, если было зарегистрировано движение выше определенного порога по абсолютной шкале данных акселерометра по всем трем осям. Следующая проверка качества сигнала основана на определенной автокорреляции, характерной для конкретного сегмента данных. Один пример автокорреляции отфильтрованного ФПГ-сигнала показан на рис. 36. Автокорреляция приемлемых сегментов сигнала проявляет такие свойства, как наличие по меньшей мере одного локального пика и не более определенного числа пиков, соответствующих максимально возможному значению пульса, наличие локальных пиков в порядке убывания с увеличением задержек друг относительно друга и другие свойства. Автокорреляция рассчитывается только для задержек, которые соответствуют значимым частотам сердечных сокращений в пределах диапазона 30–220 ударов/мин.

Когда проверка на качество пройдет достаточное количество сегментов данных, второй этап алгоритма начнет извлечение точного значения сердечного ритма с использованием алгоритма на основе MUSIC.

### Алгоритм на основе MUSIC для быстрого измерения сердечного ритма

MUSIC представляет собой подпространственный метод, использующий модель гармонических сигналов, который может оценивать частоту с высокой точностью [3]. Когда дело доходит до ФПГ-сигналов, искаженных шумом, преобразование Фурье может дать неудовлетворительные результаты, поэтому необходим алгоритм измерения сердечного ритма с высоким разрешением. Кроме того, преобразование Фурье распределяет шум во временной области равномерно по всей частотной области, что ограничивает точность измерения. При этом достаточно проблематично обнаружить небольшой пик вблизи большого пика, если применять преобразования Фурье [4]. Поэтому в данном случае был использован основанный на MUSIC алгоритм для измерения частоты сердечного ритма. Основная идея, лежащая в основе MUSIC, заключается в том, что подпространство шумов является ортогональным по отношению к подпространству сигналов, а потому нули подпространства шумов будут определять частоты сигналов. Следующие шаги показывают суть алгоритма, используемого для измерения пульса:

1. Устранить средние значения и линейные участки из набора данных.
2. Вычислить ковариационную матрицу данных.
3. Применить метод сингулярного разложения к ковариационной матрице.
4. Вычислить порядок подпространства сигналов.
5. Сформировать псевдоспектр подпространства сигнала или подпространства шумов.
6. Для измерения сердечного ритма найти пики псевдоспектра MUSIC.

Алгоритм MUSIC предполагает применение метода сингулярного разложения и поиск спектральных пиков во всем диапазоне частот. Итак, проанализируем некоторые математические выражения, которые позволят сделать вышеописанные шаги более понятными. Предположим, мы имеем окно с отфильтрованными ФПГ-сигналами длиной  $m$ , которое обозначается как  $x_m$ , при этом  $m \leq L$  (здесь  $L$  является общим количеством выборок отфильтрованного ФПГ-сигнала в данном окне). Тогда первый шаг состоит в том, чтобы сформировать ковариационную матрицу выборок следующим образом:

$$\hat{R} = \frac{1}{L-M} \sum_{m=1}^M x_m x_m^T.$$

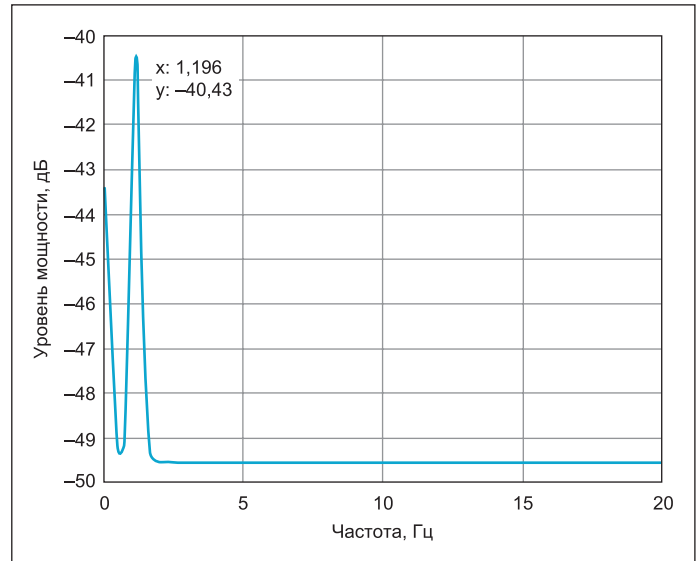


Рис. 4. Одна выборка измерения на основе MUSIC из набора ФПГ-данных

Затем применим метод сингулярного разложения к этой ковариационной матрице выборок, как показано ниже:

$$\hat{R} = U \Lambda V = U_s \Lambda U_s^T + U_n \Lambda U_n^T.$$

Здесь  $U$  — левые собственные векторы ковариационной матрицы;  $\Lambda$  — диагональная матрица собственных значений;  $V$  — правые собственные векторы ковариационной матрицы. Нижние индексы  $s$  и  $n$  обозначают сигнальные и шумовые подпространства. Как мы уже упоминали, алгоритм на основе MUSIC модифицирован для измерения пульса с использованием предварительной информации о том, что сигнал прошел этап проверки качества сигнала, поэтому единственным частотным компонентом в сигнале после этапа предварительной обработки является частота сердечного ритма. Затем мы формируем сигнальные и шумовые подпространства, предполагая, что порядок модели содержит только один тон, как это показано далее:

$$U_s = U(1:p, :); U_n = U(p+1:end, :).$$

Здесь  $p = 2$  — номер модели. Учитываются только частоты в значимых пределах сердечного ритма. Это значительно упрощает вычисления и делает возможной реализацию алгоритмов для встраиваемой электроники, работающих в реальном времени. Вектор поиска частоты определяется как:

$$a(k) = \left[ 1, e^{-1 \times \frac{2\pi j(k-1)}{L}}, e^{-2 \times \frac{2\pi j(k-1)}{L}}, e^{-3 \times \frac{2\pi j(k-1)}{L}}, \dots, e^{-(m-1) \times \frac{2\pi j(k-1)}{L}} \right]^T \hat{T}.$$

Здесь  $k$  — элемент разрешения по частоте в интересующем диапазоне частот измеряемого сердечного ритма;  $L$  — длина окна для данных в  $xm(t)$ . После этого следующий псевдоспектр принимает собственные векторы подпространства шумов с целью поиска пиков MUSIC, как показано ниже:

$$\Phi(k) = 1/(a^H U_n U_n^H a).$$

В данном случае используется слово «псевдоспектр», поскольку оно указывает на наличие синусоидальных компонентов в исследуемом сигнале, но это не истинная спектральная плотность мощности. На рис. 4 показана одна выборка из 5-секундного окна данных, полученная с помощью алгоритма на основе MUSIC, которая демонстрирует резкий пик на частоте 1,96 Гц и соответствует сердечному ритму 117,6 ударов/мин.

## Результаты алгоритма на основе MUSIC для быстрого измерения пульса

Эффективность этого алгоритма была протестирована на наборе данных, состоящем из 1289 тестовых примеров (data1), и перед началом сбора данных испытуемые должны были стоять спокойно. В таблице продемонстрирован результат работы алгоритма на основе MUSIC, показано, насколько измеряемый сердечный ритм соответствует эталонному сигналу (ЭКГ) с погрешностью 2 и 5 ударов/мин, а также в ней показаны 50-й процентиль (средний) и 75-й процентиль времени измерения. Во второй строке таблицы указана эффективность алгоритма при периодическом движении (например, ходьба, бег разминочным темпом, полноценный бег) на основе набора данных из 298 тестовых примеров (data2). Алгоритм считается успешным, либо если данные отклоняются как ненадежные, поскольку было зарегистрировано движение, либо если было произведено точное измерение пульса, несмотря на движение. Если говорить об использовании памяти, то при условии, что размер буфера равен 500 (то есть 5 с при 100 Гц), общий объем необходимой памяти составляет около 3,4 кбайт при 2,83 цикла за один вызов для интересующего диапазона частот, то есть 30–220 ударов/мин.

### Заключение

Алгоритм на основе MUSIC для быстрого определения сердечного ритма является одним из многих алгоритмов в сегменте мониторинга жизненно важных показателей организма, которые предлагает бизнес-подразделение ADI, специализирующееся на разработках в области медицины. Алгоритм быстрого определения показателей организма, используемый в фитнес-часах, отличается от обсуждаемого здесь метода на основе MUSIC, поскольку требует меньше вычислительных ресурсов. ADI предоставляет программное обеспечение и алгоритмы как для сенсорных узлов встраиваемых систем, так и для

**Таблица.** Показатели эффективности алгоритма на основе MUSIC для быстрого определения сердечного ритма

Метрика	Точность 2 удара/мин	Точность 5 ударов/мин	50-й процентиль	75-й процентиль
Точность (data1)	93,7%	95,2%	5 с	5 с
Точность (data2)	93,4%	94,1%	5 с	5 с

удаленных узлов «Интернета вещей», которые обрабатывают данные с целью извлечения ценной информации, при этом отправляя только самые важные сведения в облако и позволяя клиентам и партнерам принимать решения на локальном уровне. Компания в первую очередь выбирает приложения, результаты работы которых действительно важны для заказчиков и для которых у ADI есть уникальные технологии измерения. В этой статье были приведены лишь отдельные особенности алгоритмов, над которыми работают в ADI. Имея богатый опыт в области проектирования датчиков и в разработке биомедицинских алгоритмов (как для встраиваемых систем, так и для облака), ADI предоставляет современные алгоритмы и программное обеспечение для глобального рынка здравоохранения. ■

### Литература

1. Tamura T., Maeda Y., Sekine M., Yoshida M. Wearable Photoplethysmographic Sensors — Past and Present // *Electronics*. 2014. Vol. 3. Iss. 2.
2. Couceiro R., Carvalho P., Paiya R. P., Henriques J., Quintal I., Antunes M., Muehlsteff J., Eickholt C., Brinkmeyer C., Kelm M., Meyer C. Assessment of Cardiovascular Function from Multi-Gaussian Fitting of a Finger Photoplethysmogram // *Physiological Measurement*. 2015. Vol. 36. Iss. 9.
3. Stoica P., Moses R.L. *Spectral Analysis of Signals*. Pearson Prentice Hall, 2005.
4. Smith S. W. *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. California Technical Publishing, 1997.