

Для цитирования: Симон В. А. Метод синхронизации по электрокардиограмме при проведении рентгенографии сердца в неонатологии // Вопросы радиоэлектроники. 2019. № 12. С. 41–50. DOI 10.21778/2218-5453-2019-12-41-50 УДК 519.688

В. А. Симон¹

¹ Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»

МЕТОД СИНХРОНИЗАЦИИ ПО ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЕ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ РЕНТГЕНОГРАФИИ СЕРДЦА В НЕОНАТОЛОГИИ*

Рассмотрены особенности рентгенодиагностики сердца у новорожденных. Обоснована необходимость синхронизации работы рентгеновского аппарата с электрокардиограммой (ЭКГ). Описаны методы синхронизации по ЭКГ, определены границы их применимости. Приведена структурная схема устройства для регистрации ЭКГ в одном отведении, рассмотрено функциональное назначение каждого блока схемы. Показан пример ЭКГ, зарегистрированной с помощью разработанного устройства. На основе записанной ЭКГ приведен способ распознавания диастолической фазы. Исходный ЭКГ-сигнал обрабатывается фильтром «скользящее среднее», затем вычисляется его первая производная. Полученный сигнал также проходит через фильтр «скользящее среднее» и затем дифференцируется, становясь второй производной от исходного ЭКГ-сигнала. Задаются пороги срабатывания, в пределах которых должны находиться первая и вторая производные для включения рентгеновского аппарата. Усреднение диастолической фазы по 20–30 кардиоциклам позволяет вычислить временное окно, в котором происходит включение рентгеновского аппарата. Применение разработанного метода дает возможность значительно повысить качество рентгеновских снимков благодаря повышению точности управления рентгеновским аппаратом за счет синхронизации его работы с диастолической фазой ЭКГ.

Ключевые слова: диастола, производная, рентгеновский аппарат, новорожденные

Введение

По статистике, составленной Всемирной организацией здравоохранения (ВОЗ), основным фактором, определяющим общемировой уровень смертности, являются сердечно-сосудистые заболевания, в числе которых гипертония, инфаркты, сердечная недостаточность, инсульты, порок сердца, ухудшение артериального кровотока. В частности, летальность от заболеваний сердца и сосудов в 2008 г. достигла 17,3 млн случаев, из которых вследствие атеросклероза произошло 7,3 млн инфарктов и 6,2 млн инсультов [1]. Возникновению сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) способствует недостаток физической активности, прием пищи с высоким содержанием насыщенных жиров, алкоголизм, табакокурение.

Необходимость в диагностике и предупреждении ССЗ также существует и в неонатологии, в особенности для недоношенных детей, число которых составляет до одной десятой от общего количества новорожденных, что является следствием как позднего искусственного прекращения беременности,

так и ранних родов до истечения среднего срока беременности. По определению ВОЗ, с 1974 г., а в России с 2013 г., на основании Приказа № 1687н Министерства здравоохранения и социального развития РФ, жизнеспособным считается новорожденный, масса тела которого составляет более 500 г. При этом характерные размеры недоношенных детей с такой массой тела не превышают размеры ладони человека дееспособного возраста, а состояние их здоровья не всегда удовлетворительно, что проявляется в наличии заболеваний нервной системы, опорно-двигательного аппарата, легких, органов брюшной полости, а также ССЗ.

Рентгеновская диагностика в неонатологии

Одним из методов диагностики ССЗ и визуализации сердечно-сосудистой системы, используемых в неонатологии [2] наряду с электрокардиографией (ЭКГ), магниторезонансной томографией и эхокардиографией, является рентгенография [3, 4]. Важной задачей в современной неонатальной рентгенографии является снижение экспозиционной

* Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (соглашение от 23.10.2017 № 14.578.21.0262, уникальный идентификатор ПНИЭР – RFMEFI57817X0262).

дозы [5] согласно принципу ALARA – «As Low As Reasonably Achievable» (настолько низко, насколько возможно) [6]. Современные рентгеновские аппараты с острофокусными рентгеновскими трубками обеспечивают меньшую дозу облучения благодаря малому диаметру фокусного пятна, обладают достаточной автономностью и мобильностью для их использования вне специально оборудованных помещений за счет уменьшения потребляемой мощности трубки и применения импульсных источников питания. Немаловажную роль в обеспечении портативности рентгеновских аппаратов играют мобильные плоскопанельные цифровые детекторы рентгеновского излучения, обладающие в полтора-два раза большей квантовой эффективностью по сравнению с экранами, покрытыми люминофором, не требующие сканирования рентгеновской пленки и обеспечивающие возможность цифровой фильтрации и анализа полученных изображений [7, 8]. Благодаря использованию цифровых детекторов и импульсных источников питания возможно снижение времени экспозиции до 0,1 с.

Однако даже современная рентгеновская аппаратура не способна полностью предотвратить появление артефактов, связанных с высокой двигательной активностью новорожденных, невозможностью задержки дыхания и высокой частотой сердечных сокращений, превышающей 100 ударов в минуту. Уменьшению влияния артефактов способствует использование синхронизации с ЭКГ-сигналом.

Синхронизация работы рентгеновского аппарата по ЭКГ

Регистрация ЭКГ в ходе рентгеновской диагностики сердца позволяет применять рентгеновское облучение избирательно – во время диастолы (фазы покоя), когда миокард расслаблен. Данный метод называется проспективной синхронизацией [9] по ЭКГ и обладает рядом преимуществ перед рентгеновской визуализацией без стробирования по ЭКГ-сигналу; в частности, происходит минимизация артефактов движения, вызванных сокращениями миокарда. Момент включения источника питания рентгеновского аппарата отсчитывается от последнего R -пика в ЭКГ-сигнале с временным отступом, составляющим заранее заданную долю от длительности RR -интервала. Из-за различного состояния сердечно-сосудистой системы у разных пациентов форма ЭКГ может значительно отличаться от нормы, а вариабельность сердечного ритма приводит к ухудшению предсказуемости длительности кардиоцикла. Поэтому оценка положения момента запуска рентгеновского аппарата на временной шкале ЭКГ в процентах от длительности RR -интервала производится врачом вручную, на основе собственного опыта и знаний, а также с использованием специального

программного обеспечения, в функции которого может входить распознавание патологических участков на ЭКГ, например экстрасистол.

В случае когда у пациента повышена частота сердечных сокращений, в качестве характерной пороговой величины которой выделяют 70 ударов в минуту, для увеличения RR -интервала применяются специальные фармацевтические средства – блокаторы бета-адренергических рецепторов. При значительной вариабельности сердечного ритма, фибрилляции предсердий, наличии противопоказаний к применению блокаторов бета-адренергических рецепторов используется ретроспективная синхронизация по ЭКГ [10], при которой происходит отбор из числа полученных рентгеновских снимков в соответствии с моментами на ЭКГ, во время которых осуществлялась съемка. Получаемая пациентом доза облучения будет выше при ретроспективной синхронизации, чем при проспективной. Но и объем полученной информации больше при ретроспективной синхронизации, поэтому существует возможность выбора более качественных снимков.

Таким образом, существующие методы синхронизации по ЭКГ основаны на ручном задании момента включения рентгеновского аппарата через фиксированный отступ от R -зубца [10] или отбора снимков из уже полученного массива данных [11] на основе отметок времени на ЭКГ.

Устройство для регистрации ЭКГ

Предлагаемый метод синхронизации основан на вычислении первой и второй производных от ЭКГ-сигнала и поиска моментов, когда значения производных не превышают установленных порогов срабатывания. Регистрация сигнала происходит с помощью устройства для регистрации ЭКГ в одном отведении, разработанного в рамках данного исследования. Структурная схема и способ подключения такого устройства показаны на рис. 1.

Устройство состоит из входного инструментального усилителя (ИУ) INA333, к которому подключены электроды, установленные на запястьях левой (L) и правой (R) рук пациента. Резисторы $R_{смеш}$ номиналом 100 МОм каждый служат для поддержания постоянной составляющей сигнала в среднем вблизи уровня половины напряжения питания. Резистор R_G состоит из двух одинаковых резисторов номиналом 5,1 кОм каждый, образующих делитель напряжения с симметричными плечами, и имеет две функции: задание коэффициента усиления ИУ и выделение синфазной помехи во входных сигналах V_{in-} и V_{in+} . Синфазная помеха, прошедшая через инвертирующий усилитель, изменяет фазу на 180° и подается на электрод DRL (Driven Right Leg), установленный на правой ноге. Эта техника предназначена для компенсации помех, наведенных

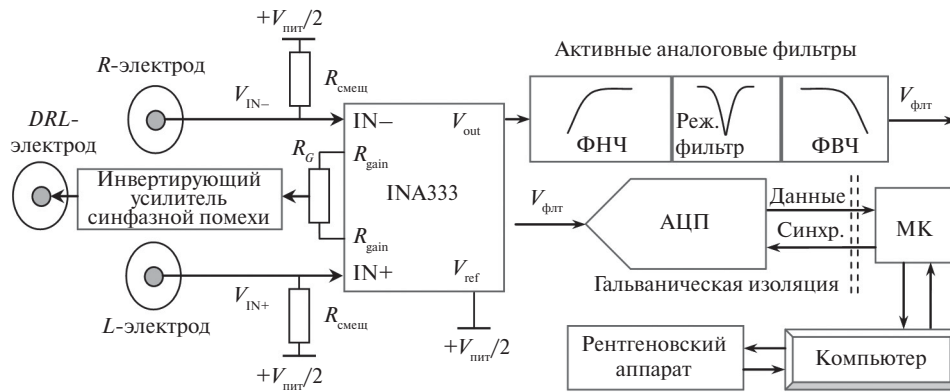


Рисунок 1. Устройство для регистрации электрокардиограммы и способ его подключения: V_{IN-} и V_{IN+} – входные сигналы; $+V_{пит}/2$ – половина напряжения питания; $R_{смещ}$ – резисторы, задающие смещение по постоянной составляющей; R_G – резистор, задающий коэффициент усиления инструментального усилителя (ИУ) INA333; R_{gain} – выводы для подключения резистора R_G ; V_{ref} – опорное напряжение для ИУ; V_{out} – выходное напряжение ИУ; ФНЧ – фильтр нижних частот; Реж. фильтр – режекторный фильтр; ФВЧ – фильтр верхних частот; $V_{флт}$ – ЭКГ-сигнал после фильтрации; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер; Синхр. – синхронизация работы АЦП по тактовым импульсам с МК

на теле пациента – в основном помех промышленной частоты 50 Гц. Сигнал, полученный с помощью ИУ, проходит обработку аналоговыми фильтрами: фильтром нижних частот (ФНЧ) на 0,5 Гц, режекторным фильтром (Реж. фильтр) на 50 Гц и фильтром верхних частот (ФВЧ) на 100 Гц, и подается ($V_{флт}$) на аналого-цифровой преобразователь (АЦП). Сигнал в цифровом виде передается от АЦП через микросхему гальванической изоляции на микроконтроллер (МК), а затем – на компьютер, управляющий работой рентгеновского аппарата.

Полученный с помощью данного устройства ЭКГ-сигнал, несмотря на использование аппаратного режекторного фильтра, не очищен полностью от сетевой помехи, поскольку она содержит не только основную гармонику, соответствующую промышленной частоте переменного тока, но и субгармонику, появление которой связано с подключением к электросетям нелинейной нагрузки, например импульсных источников электропитания. Частоты субгармоник составляют 100, 150, 200 Гц и т. д. ФВЧ подавляет гармоники с частотами выше 100 Гц, однако амплитуда гармоники 100 Гц ослабляется лишь на 3 дБ. В связи с этим требуется дополнительная фильтрация сигнала от субгармоники 100 Гц с использованием адаптивных цифровых фильтров, поскольку при вычислении производной происходит усиление помех в ЭКГ-сигнале и повышается вероятность ошибки при распознавании диастолы.

Адаптивный фильтр для подавления сетевой помехи

Обобщенная структура адаптивного фильтра содержит вход для сигнала, подлежащего фильтрации

(суммы полезного сигнала и помехи), вход опорного сигнала, блок итерационного алгоритма, где происходит вычисление коэффициентов фильтра для создания компенсирующего сигнала, и суммирующий узел, где формируется сигнал ошибки. Принцип работы адаптивных фильтров состоит в генерации компенсирующего сигнала на основе рассчитанных коэффициентов и опорного сигнала, являющегося приближенной моделью помехи, и далее в вычитании компенсирующего сигнала из входного сигнала. Таким способом формируется сигнал ошибки, который зачастую является выходным сигналом фильтра. При условии корректного выбора метода вычисления коэффициентов, опорного сигнала и значения параметра сходимости, по прошествии определенного количества итераций, происходит уменьшение мощности выходного сигнала, что обычно (но не строго обязательно) соответствует увеличению отношения сигнал-шум. Отличие различных адаптивных фильтров друг от друга в основном состоит в используемых алгоритмах расчета коэффициентов для достижения минимума квадрата амплитуды выходного сигнала.

Для подавления помехи, в спектре которой присутствует только одна гармоника с заранее известной частотой, может использоваться адаптивный фильтр [13, 14], алгоритм работы которого представлен на рис. 2. Данный фильтр не имеет входа для опорного сигнала, поскольку фильтрация производится только по одной гармонике, частота которой задается перед началом работы алгоритма.

В начале работы фильтра (шаги 1–5 на рис. 2) происходит задание первых значений отсчетов сигнала компенсации a_0 и a_1 , первого отчета входного сигнала

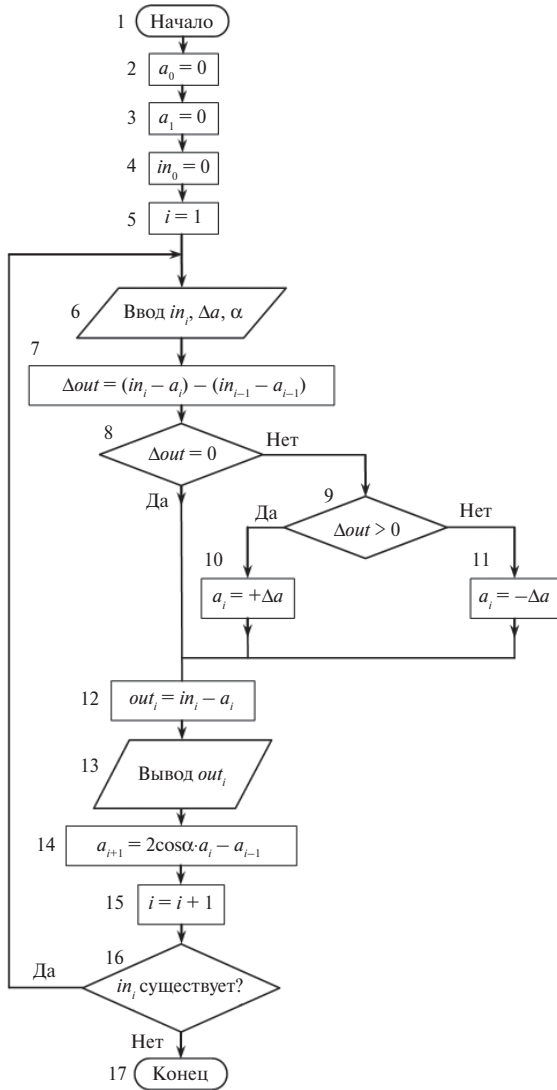


Рисунок 2. Блок-схема адаптивного алгоритма фильтрации сетевой помехи: i – номер итерации; a_i – отсчеты сигнала компенсации; in_i – отсчеты входного сигнала; out_i – отсчеты выходного сигнала; α – фазовый сдвиг между двумя соседними отсчетами помехи; Δout – разность между текущим и предыдущим отсчетами выходного сигнала

in_0 и номера i для первой итерации. На шестом шаге происходит ввод данных: i -го отсчета входного сигнала in_i , шага адаптации $\Delta\alpha$ и фазового сдвига α между двумя последовательными отсчетами сигнала компенсации, частота которого соответствует предполагаемой частоте помехи. В силу дискретности цифрового сигнала каждый следующий отсчет АЦП расположен относительно предыдущего через фиксированный временной интервал, обратно пропорциональный частоте дискретизации $f_{\text{дискр}}$. Если частота гармоники, подлежащей фильтрации, равна f_0 , то фазовый сдвиг α выражается отношением

$$\alpha = 2\pi f_0 / f_{\text{дискр}} \quad (1)$$

Данный алгоритм стремится уменьшить разность между соседними отсчетами выходного сигнала out , что при правильном задании частоты помехи f_0 позволяет повысить отношение сигнал-шум путем уменьшения мощности выходного сигнала. Значение i -го отсчета выходного сигнала out_i связано с соответствующими значениями отсчетов входного сигнала in_i через выборки сигнала компенсации a_i по формуле

$$out_i = in_i - a_i \quad (2)$$

Разность между двумя соседними отсчетами выходного сигнала фильтра вычисляется на седьмом шаге следующим образом:

$$\Delta out = out_i - out_{i-1} = (in_i - a_i) - (in_{i-1} - a_{i-1}). \quad (3)$$

На восьмом шаге происходит сравнение значения Δout с нулем, а на девятом – определение знака Δout . Если разность Δout положительна, то на десятом шаге i -й отсчет сигнала компенсации a_i корректируется в сторону увеличения на величину шага адаптации Δa , а если значение Δout отрицательно, то на шаге 11 значение a_i уменьшается на величину Δa . В случае когда $\Delta out = 0$, корректировка сигнала компенсации не требуется. На шаге 12 вычисленное значение a_i вычитается из i -го отсчета входного сигнала in_i ; результатом является i -й отсчет выходного сигнала out_i . На шаге 13 происходит вывод значения out_i из алгоритма, которое может использоваться другими алгоритмами.

Значение синусоидального сигнала компенсации с амплитудой A_m и частотой f_0 в момент времени t с фазовым сдвигом α равно $A_m \sin(2\pi f_0 t + \alpha)$.

Учитывая выражение для синуса суммы и синуса разности двух углов, можно получить:

$$A_m \sin(2\pi f_0 t + \alpha) + A_m \sin(2\pi f_0 t - \alpha) = 2A_m \sin(2\pi f_0 t) \cos \alpha \quad (4)$$

Уравнение (4) может быть представлено в виде:

$$A_m \sin(2\pi f_0 t + \alpha) = 2A_m \sin(2\pi f_0 t) \cos \alpha - A_m \sin(2\pi f_0 t - \alpha). \quad (5)$$

С учетом (1) уравнение (5) преобразуется к виду

$$a_{i+1} = 2a_i \cos \alpha - a_{i-1}, \quad (6)$$

где $a_{i+1} = A_m \sin(2\pi f_0 t + \alpha)$, $a_i = A_m \sin(2\pi f_0 t)$ и $a_{i-1} = A_m \sin(2\pi f_0 t - \alpha)$ – отсчеты сигнала компенсации, отстоящие друг от друга по фазе на величину α . Расчет $(i + 1)$ -го отсчета сигнала компенсации a_{i+1} производится согласно уравнению (6) на шаге 14. Инкремент индекса i происходит на шаге 15. Проверка наличия входных данных для обработки осуществляется на шаге 16. В случае когда появляется следующий отсчет входного сигнала, алгоритм переходит на шаг 6. При отсутствии входных данных алгоритм завершает работу на шаге 17.

Время, требуемое фильтру для адаптации к помехе, зависит как от точности установки частоты f_0 , так и от выбранного значения Δa . Частота, на которую настроен алгоритм, может отличаться от фактической частоты помехи, но чем сильнее это различие, тем менее эффективно подавление помехи. Увеличение шага Δa снижает время адаптации, но при этом с ростом Δa будут возникать и усиливаться искажения сигнала. С другой стороны, при слишком малом значении Δa алгоритм перестанет выполнять свою основную функцию – фильтрацию помехи. Поэтому оптимальная величина Δa выбирается, исходя

из конкретных параметров помехи, таких как переменность частоты, чтобы обеспечить возможность своевременного отслеживания изменений характеристик помехи и быстрой адаптации фильтра к ним.

Примеры работы адаптивного фильтра с различными значениями шага адаптации при подавлении субгармоники помехи 100 Гц, наложенной на ЭКГ-сигнал, приведены на рис. 3–6. Исходный ЭКГ-сигнал приведен на рис. 3.

Процесс адаптации фильтра к помехе в ЭКГ-сигнале при шаге $\Delta a = 10^{-5}$ показан на рис. 4. Время, затраченное на адаптацию, – около 0,2 с.

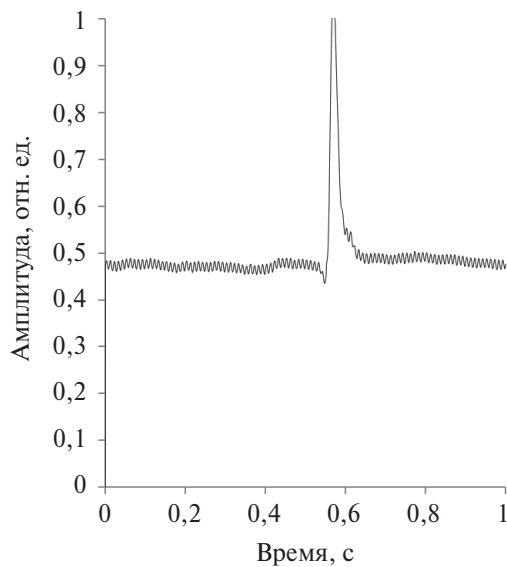


Рисунок 3. ЭКГ-сигнал с помехой 100 Гц

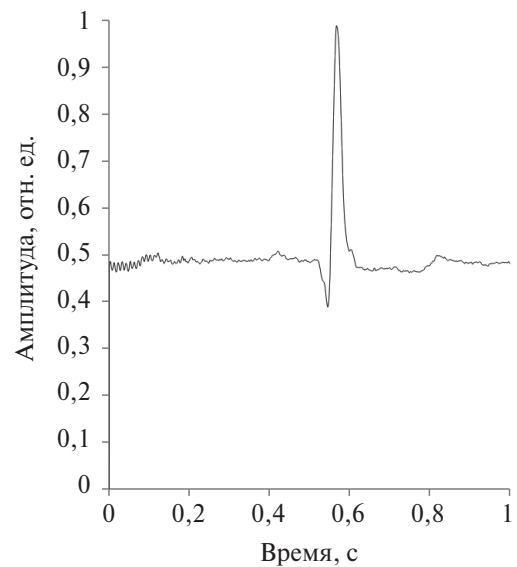


Рисунок 4. ЭКГ-сигнал с помехой 100 Гц, обработанный алгоритмом адаптивной фильтрации с шагом адаптации 10^{-5}

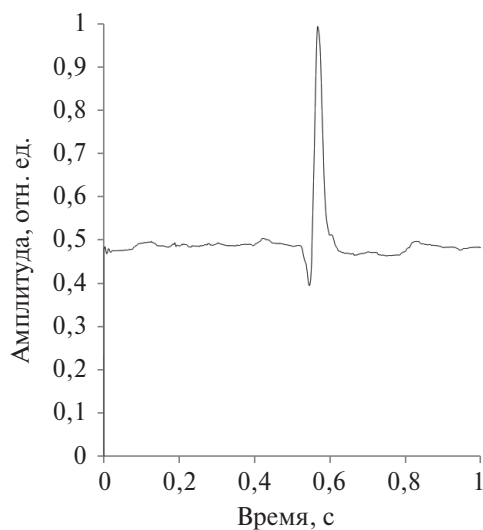


Рисунок 5. ЭКГ-сигнал с помехой 100 Гц, обработанный алгоритмом адаптивной фильтрации с шагом адаптации 10^{-4}

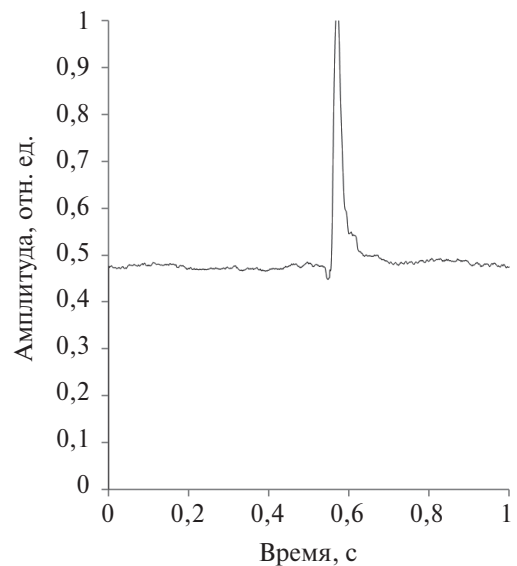


Рисунок 6. ЭКГ-сигнал с помехой 100 Гц, обработанный алгоритмом адаптивной фильтрации с шагом адаптации 10^{-3}

Длительность адаптации при $\Delta a = 10^{-4}$ составила не более 0,02 с, что способствовало проявлению T -волны предшествующего сердечного цикла, которая расположена в окрестности 0,1 с по оси времени (рис. 5). Данное значение является оптимальным для этой помехи; дальнейшее увеличение величины Δa неизбежно приводит к искажениям сигнала. ЭКГ-сигнал, представленный на рис. 6, прошел фильтрацию с шагом $\Delta a = 10^{-3}$, что привело к практически полному исчезновению P - и T -волн, а также к некоторому увеличению амплитуды R -волны.

Метод распознавания диастолической фазы на ЭКГ

ЭКГ-сигнал, отфильтрованный от сетевой помехи, показан на рис. 7; прямоугольником отмечен участок диастолической фазы.

Для снижения уровня шумов применяется фильтр «скользящее среднее» с длиной $L = 64$ при частоте дискретизации 2 кГц, итерационная формула которого задается в виде:

$$y(n) = L^{-1} \sum_{m=n-L}^{n-1} x(m), \tag{7}$$

где $y(n)$ – выходной сигнал фильтра, $x(n)$ – входной сигнал, n – номер текущего отсчета. Результат работы фильтра представлен на рис. 8.

Затем вычисляется первая производная от ЭКГ-сигнала, прошедшего через фильтр «скользящее среднее» согласно выражению

$$x'(n) = \text{avg}(x(n)) - \text{avg}(x(n - 1)), \tag{8}$$

где $\text{avg}(x(n))$ и $\text{avg}(x(n - 1))$ – текущий и предыдущий отсчеты ЭКГ-сигнала, обработанного фильтром «скользящее среднее» соответственно. Результат вычисления первой производной приведен на рис. 9. Верхний и нижний пороги срабатывания обозначены горизонтальными линиями.

Для более точного задания порогов срабатывания для первой производной от ЭКГ-сигнала к ней также применяется фильтр «скользящее среднее» в соответствии с формулой (8), что позволяет

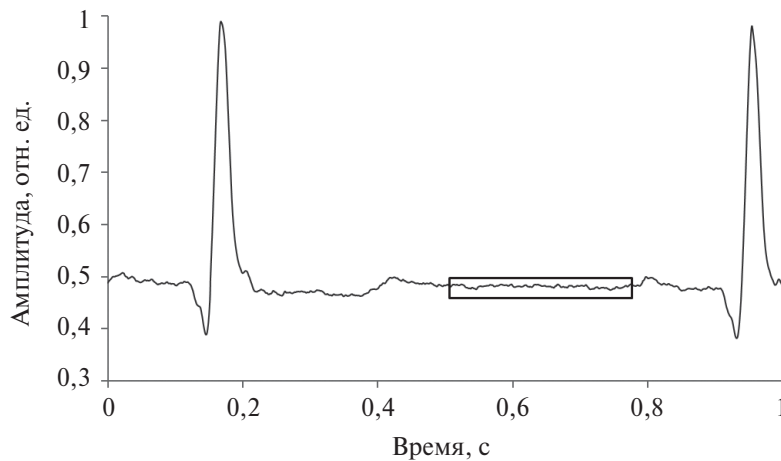


Рисунок 7. ЭКГ-сигнал, отфильтрованный от сетевой помехи

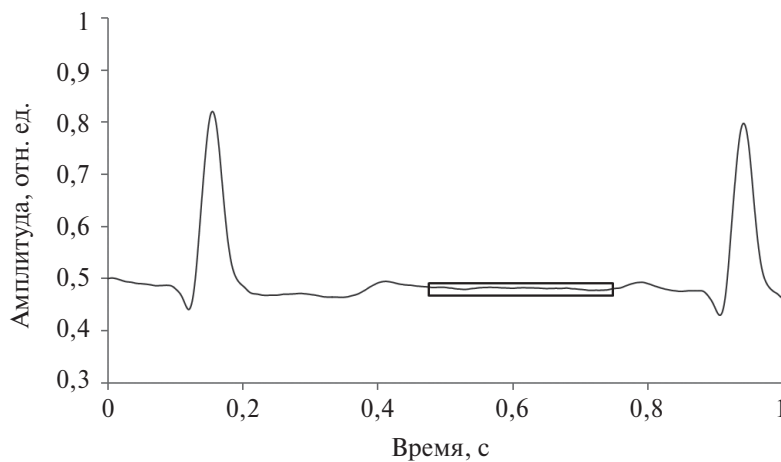


Рисунок 8. Скользящее среднее от ЭКГ-сигнала по 64 отсчетам

уменьшить разность между верхним и нижним порогами срабатывания (рис. 10).

Превышение порога срабатывания для первой производной может означать наличие T - или P -волны, но также может быть связано с дрейфом изолинии сигнала, который зачастую может быть аппроксимирован линейной зависимостью. Поэтому для отличия линейных изменений в ЭКГ от нелинейных необходимо вычислить также вторую производную.

Расчет значений второй производной производится по формуле

$$x''(n) = \text{avg}(x'(n)) - \text{avg}(x'(n-1)), \quad (9)$$

где $\text{avg}(x'(n))$ и $\text{avg}(x'(n-1))$ – текущий и предыдущий отсчеты первой производной ЭКГ-сигнала, обработанной фильтром «скользящее среднее». Результат вычисления второй производной по формуле (9) приведен на рис. 11.

При нахождении значений первой и второй производных в пределах заданных порогов срабатывания рентгеновский аппарат включен; при

превышении одного из порогов аппарат отключается. Приоритетным является порог срабатывания для второй производной, так как при незначительных линейных изменениях в ЭКГ-сигнале значение первой производной будет отлично от нуля, а вторая производная будет равна нулю. Установка пороговых значений производится исходя из амплитуды волн на первой и второй производной, соответствующих P - и T -волнам в исходном ЭКГ-сигнале.

Алгоритм синхронизации по ЭКГ

Иллюстрация алгоритма синхронизации, использующего вычисление первой и второй производной от ЭКГ, представлена на рис. 12 (спрогнозированные моменты диастолы обозначены прямоугольниками).

Алгоритм синхронизации включает следующие шаги:

- накопление 20–30 циклов ЭКГ;
- при достаточно равномерном сердцебиении по накопленным кардиоциклам вычисляется

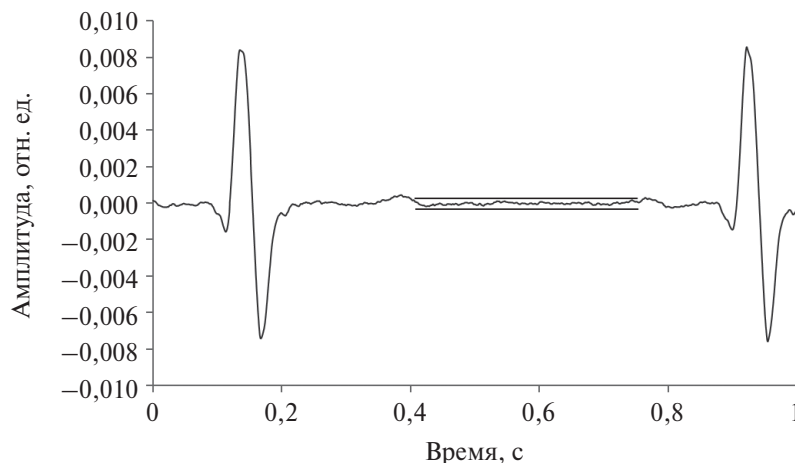


Рисунок 9. Первая производная от ЭКГ-сигнала, прошедшего через фильтр «скользящее среднее»

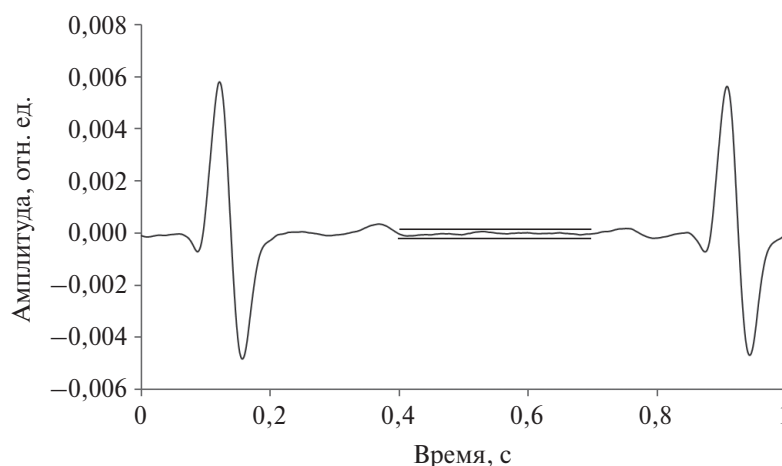


Рисунок 10. Первая производная, обработанная фильтром «скользящее среднее»

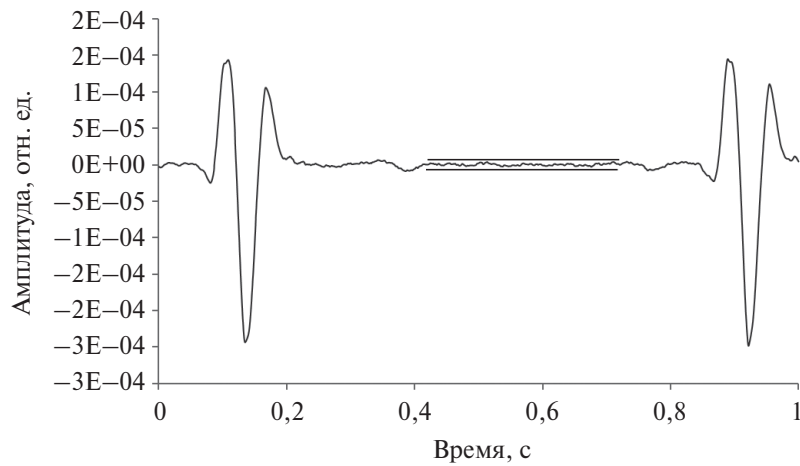


Рисунок 11. Вторая производная от ЭКГ-сигнала

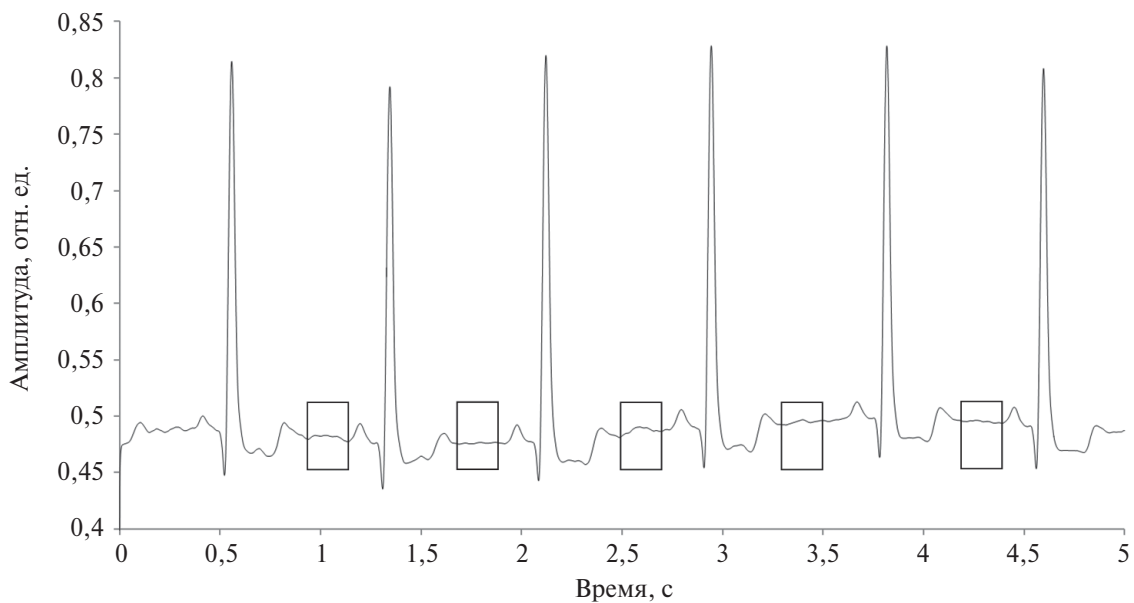


Рисунок 12. Иллюстрация алгоритма синхронизации по ЭКГ

усредненное временное окно, в котором первая и вторая производные равны нулю, при этом благодаря усреднению устраняется эффект «дребезга»;

- в спрогнозированном временном окне при подтвержденном уровне сигнала включаем аппарат на заданное время экспозиции (0,1 с), если оно меньше окна, либо на время окна;
- в следующем окне рентгеновский аппарат включается повторно, если в предыдущем окне экспозиция была недостаточна.

Рентгеновские снимки грудной клетки новорожденного без использования разработанного метода синхронизации и с его использованием приведены соответственно на рис. 13 и 14.

Выводы

Анализ представленных рентгеновских изображений позволяет сделать вывод, что применение разработанного метода дает возможность значительно увеличить качество рентгеновских снимков благодаря повышению точности управления рентгеновским аппаратом за счет синхронизации его работы с диастолической фазой ЭКГ. Применение фильтра «скользящее среднее», а также адаптивного фильтра для подавления субгармоники сетевой помехи обеспечивает уменьшение пороговых значений для первой и второй производных за счет снижения уровня шумов, тем самым повышая точность распознавания диастолической фазы на ЭКГ и снижая вероятность несвоевременного включения рентгеновского аппарата.



Рисунок 13. Рентгеновский снимок грудной клетки новорожденного, полученный без использования синхронизации по ЭКГ

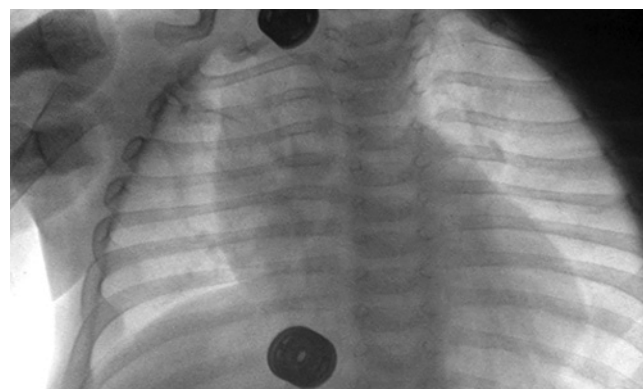


Рисунок 14. Рентгеновский снимок грудной клетки новорожденного, полученный с использованием синхронизации по ЭКГ

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Mendis S., Puska P., Norrving B., editors. Global atlas on cardiovascular disease prevention and control. Geneva, World Health Organization, 2011. 164 p.
2. Merrow A. C., Hariharan S., editors. Imaging in pediatrics E-Book. Salt Lake City, Elsevier, 2017. 300 p.
3. Reid J. R., Lee Ed. Y., Paladin A., et al., editors. Pediatric radiology. New York, Oxford University Press, 2014. 525 p.
4. Kim I.-O., editor. Radiology illustrated: pediatric radiology. Berlin, Springer-Verlag, 2014. 1093 p.
5. Yu C.-C. Radiation safety in the neonatal intensive care unit: too little or too much concern? // Pediatrics and Neonatology. 2010. Vol. 51. No. 6. P. 311–319.
6. Edison P., Chang P. S., Toh G. H., et al. Reducing radiation hazard opportunities in neonatal unit: quality improvement in radiation safety practices // BMJ Open Quality. 2017. Vol. 6. No. 2. P. e000128.
7. Mazurov A. I., Potrakhov N. N., Potrakhov Yu. N. Current x-ray diagnosis technology in neonatology // Biomedical Engineering. 2019. Vol. 53. Iss. 1. P. 66–70.
8. Potrakhov N. N. Modern technical means of x-ray diagnostics in neonatology // AIP Conference Proceedings. 2019. Vol. 2089. P. 020017.
9. Hlaihel C., Bousset L., Cochet H., et al. Dose and image quality comparison between prospectively gated axial and retrospectively gated helical coronary CT angiography // The British Journal of Radiology. 2011. Vol. 84. P. 51–57.
10. Litmanovich D. E., Tack D. M., Shahrzad M., Bankier A. A. Dose reduction in cardiothoracic CT: review of currently available methods // Radiographics. 2014. No. 6. P. 1469–1486.
11. Сильченко Н. С., Насникова И. Ю., Морозов С. П. Низкодозовая МСКТ коронарных артерий с проспективной кардио-синхронизацией // Кремлевская медицина. Клинический вестник. 2010. № 2. С. 50–54.
12. Коков А. Н., Семенов С. Е., Масенко В. Л. и др. Мультиспиральная компьютерная томография в диагностике врожденных пороков сердца у детей первых лет жизни // Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний. 2013. № 4. С. 42–49.
13. Mortara D. W. Digital filters of ECG signals // Computers in Cardiology. 1977. P. 511–514.
14. Ahlstrom M. L., Tompkins W. J. Digital filters for real-time ECG signal processing using microprocessors // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1985. Vol. 32 (9). P. 708–713.

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРЕ

Симон Всеволод Алексеевич, ассистент, ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ», Российская Федерация, 197376, Санкт-Петербург, ул. Проф. Попова, д. 5, тел.: 8 (812) 234-13-91, e-mail: vsev.simon@gmail.com.

For citation: Simon V. A. Method of electrocardiogram synchronization during neonatal heart radiography. Voprosy radioelektroniki, 2019, no. 12, pp. 41–50. DOI 10.21778/2218-5453-2019-12-41-50

V. A. Simon

METHOD OF ELECTROCARDIOGRAM SYNCHRONIZATION DURING NEONATAL HEART RADIOGRAPHY

The features of heart x-ray diagnostics in newborns are considered. The necessity of synchronization of x-ray apparatus with electrocardiogram (ECG) is substantiated. Prospective and retrospective methods of ECG synchronization are described, the limits of their applicability are determined. The block diagram of the device for ECG registration in one lead is given, the functional purpose of each block of the scheme is considered. An example of an ECG recorded using the developed device is shown.

Based on the recorded ECG, a method for recognizing the diastolic phase is shown. The original ECG signal is processed by the moving average filter, then its first derivative is calculated. The resulting signal also passes through the «moving average» filter, and then differentiates, becoming the second derivative of the original ECG signal. For the first and second derivatives are set thresholds, within which the first and second derivatives must be located to enable the x-ray apparatus. Averaging the diastolic phase of 20–30 cardiocycles allows you to calculate the time window in which the x-ray machine is switched on. The application of the developed method can significantly improve the quality of x-ray images by improving the accuracy of control of the x-ray apparatus by synchronizing its operation with the diastolic phase of the ECG.

Keywords: diastole, derivative, x-ray machine, newborns

REFERENCES

1. Mendis S., Puska P., Norrving B., editors. *Global atlas on cardiovascular disease prevention and control*. Geneva, World Health Organization, 2011, 164 p.
2. Merrow A.C., Hariharan S., editors. *Imaging in pediatrics e-book*. Salt Lake City, Elsevier, 2017, 300 p.
3. Reid J.R., Lee Ed. Y., Paladin A., et al., editors. *Pediatric radiology*. New York, Oxford University Press, 2014, 525 p.
4. Kim I.-O., editor. *Radiology illustrated: pediatric radiology*. Berlin, Springer-Verlag, 2014, 1093 p.
5. Yu C.-C. Radiation safety in the neonatal intensive care unit: too little or too much concern? *Pediatrics and Neonatology*, 2010, vol. 51, no. 6, pp. 311–319.
6. Edison P., Chang P.S., Toh G.H., et al. Reducing radiation hazard opportunities in neonatal unit: quality improvement in radiation safety practices. *BMJ Open Quality*, 2017, vol. 6, no. 2, p. e000128.
7. Mazurov A.I., Potrakhov N.N., Potrakhov Yu.N. Current x-ray diagnosis technology in neonatology. *Biomedical Engineering*, 2019, vol. 53, iss. 1, pp. 66–70.
8. Potrakhov N.N. Modern technical means of x-ray diagnostics in neonatology. AIP Conference Proceedings, 2019, vol. 2089, p. 020017.
9. Hlaiheli C., Bousset L., Cochet H., et al. Dose and image quality comparison between prospectively gated axial and retrospectively gated helical coronary CT angiography. *The British Journal of Radiology*, 2011, vol. 84, pp. 51–57.
10. Litmanovich D.E., Tack D.M., Shahrzad M., Bankier A.A. Dose reduction in cardiothoracic CT: review of currently available methods. *Radiographics*, 2014, no. 6, pp. 1469–1486.
11. Silchenko N.S., Nasnikova I. Yu., Morozov S.P. Low-dose MDCT of coronary arteries with prospective synchronization. *Kremlevskaya meditsina. Klinicheskii vestnik*, 2010, no. 2, pp. 50–54. (In Russian).
12. Kokov A.N., Semenov S.E., Masenko V.L. Multislice computed tomography in the diagnosis of congenital heart disease in children early years. *Kompleksnye problemy serdechno-sosudistykh zabolevanii*, 2013, no. 4, pp. 42–49. (In Russian).
13. Mortara D.W. Digital filters of ECG signals. *Computers in Cardiology*, 1977, pp. 511–514.
14. Ahlstrom M.L., Tompkins W.J. Digital filters for real-time ECG signal processing using microprocessors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1985, vol. 32 (9), pp. 708–713.

AUTHOR

Simon Vsevolod, assistant, Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI», 5, Prof. Popov St., Saint-Petersburg, 197376, Russian Federation, tel.: +7 (812) 234-13-91, e-mail: vsev.simon@gmail.com.