

УДК 004.421


DOI: [10.26102/2310-6018/2022.36.1.018](https://doi.org/10.26102/2310-6018/2022.36.1.018)

Алгоритм определения пульса на фонокардиограмме человека и плода без классификации тонов сердца

Я.В. Костелей^{1,2,3}, Д.С. Жданов^{2,3}, И.Г. Боровской¹

¹Томский государственный университет систем управления и радиоэлектроники,
Томск, Российская Федерация

²ООО «Диагностика +», Томск, Российская Федерация

³Томский государственный университет, Томск, Российская Федерация
kosteleyyv@gmail.com

Резюме. Актуальность работы обусловлена перспективами применения фонокардиограмм для проведения суточного мониторинга за состоянием плода и матери за счет конструирования недорогих портативных устройств. На данный момент отсутствуют программно-аппаратные комплексы, полностью решающие данную задачу. В связи с этим, в статье представлен алгоритм определения пульса на фонокардиограмме для обработки сигнала в потоковом режиме. Особенностью алгоритма является определение пульса человека или плода на основе сегментации звуков тонов сердца без проведения их классификации на первый и второй сердечный звук, а также в условиях присутствия иных физиологических и механических звуков, отсутствия одного из тонов сердца на сигнале и наличия отклонений границ сегментированных тонов от реальной локализации звуков сердечно-сосудистой системы. Для оценки достоверности результатов было произведено сравнение пульсовых значений, полученных разработанным алгоритмом и референтными методами. В качестве эталона для сравнения использовались значения пульса, полученные при обработке электрокардиограммы и рассчитанные двумя экспертами на основе фонокардиограммы. Среднее относительное отклонение между полученными результатами и результатами референтных методов не превышает 3 %. Материалы статьи представляют практическую ценность для конструирования систем суточного мониторинга состояния плода и человека.

Ключевые слова: фонокардиограмма, кардиоинтервалограмма, сегментация звуков тонов сердца, частота-сердечных сокращений, обработка сигналов.


Для цитирования: Костелей Я.В., Жданов Д.С., Боровской И.Г. Алгоритм определения пульса на фонокардиограмме человека и плода без классификации тонов сердца. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии.* 2022;10(1). Доступно по: <https://moitvivr.ru/ru/journal/pdf?id=1135> DOI: 10.26102/2310-6018/2022.36.1.018

The algorithm for pulse measurement using a human's and fetus's phonocardiogram without classifying heart sounds

Y.V. Kosteley^{1,2,3}, D.S. Zhdanov^{2,3}, I.G. Borovskoy¹

¹Tomsk State University of Control Systems and Radioelectronics, Tomsk, Russian Federation

²Diagnostika + LLC, Tomsk, Russian Federation

³Tomsk State University, Tomsk, Russian Federation
kosteleyyv@gmail.com

Abstract: The relevance of the research is due to the prospects of phonocardiogram employment for daily monitoring of a fetus's and mother's state by designing inexpensive portable devices. Currently, there are no software and hardware systems that completely solve this problem. In this regard, the article presents the algorithm for pulse measurement by means of a phonocardiogram for signal processing in the streaming mode. The algorithm feature is a human's and fetus's pulse measurement

based on the heart sound segmentation without classifying them into the first and second heart sounds, as well as detecting them under the conditions of other physiological and mechanical sounds, absence of one of the heart sounds in the signal, and deviations in the segmented sound boundaries from the actual localization of the cardiovascular system. For assessing the credibility of the results, the pulse values, obtained by the developed algorithm and reference methods, were compared. The pulse values, calculated by two experts with the aid of a phonocardiogram, were used as a standard for comparison. The average relative deviation between the findings and the reference method results does not exceed 3 %. The article materials are of practical value for the design of a fetus and human state daily monitoring systems.

Keywords: phonocardiogram, cardiointervalogram, heart sound segmentation, heart rate, signal processing.

For citation: Kosteley Y.V., Zhdanov D.S., Borovskoy I.G. The algorithm for pulse measurement using a human's and fetus's phonocardiogram without classifying heart sounds. *Modeling, Optimization and Information Technology*. 2022;10(1). Available from: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1135> DOI: 10.26102/2310-6018/2022.36.1.018 (In Russ).

Введение

Заболевания сердечно-сосудистой системы (ССС) являются одной из наиболее актуальных проблем современной медицины [1]. Для мониторинга состояния ССС применяются методы, которые анализируют биологические сигналы различной природы, например, электрокардиография (ЭКГ), кардиотокография, плезмерография, фонокардиография. Фонокардиография на данный момент не имеет широкого применения в рамках медицинских протоколов с использованием вычислительной техники, но компьютерный анализ фонокардиограммы (ФКГ) имеет обширный потенциал в задачах мониторинга пульса и оценки патологий деятельности ССС. Особую перспективу применения имеет фонокардиография плода, так как ее использование позволяет сформировать программно-аппаратные ресурсы для проведения суточного мониторинга за состоянием плода ввиду следующих преимуществ акустических датчиков по сравнению с другими технологиями: гарантия отсутствия влияния на развитие плода, возможность конструирования недорогих и небольших носимых приборов, отсутствие необходимости использования гелей или сложной системы креплений, приносящей неудобство. Назначение такого типов приборов заключается в регистрации акустического сигнала с поверхности живота беременной, его предварительная фильтрация, построение графика частоты сердечных сокращений (ЧСС) и обработка этого графика с целью получения оценочных параметров состояния ССС плода. В свою очередь, отсутствие готовых решений обработки ФКГ обосновывается следующими свойствами сигнала, в особенности ФКГ плода: наличие физиологических (дыхание, пищеварение, голос) и механических помех (трение датчика, шум внешней среды); форма и амплитудно-частотные характеристики звуков ССС, их длительность и время их возникновения зависят от положения датчика и значений мгновенного пульса; низкое отношение сигнал-шум и неопределенность в поиске точки наличия сигнала для ФКГ плода [2].

При анализе работ, посвященных обработке ФКГ, прослеживается следующий механизм фильтрации и анализа сигнала [3]. Первоначально производится предварительная обработка ФКГ с целью исключения фоновых помех, при этом для ФКГ плода материнский сигнал является помехой. Наиболее часто для этой операции применяют Фурье-, вейвлет-фильтрации или разложение на эмпирические моды [4]. Следующим этапом обработки является сегментация потенциальных звуков тонов сердца на ФКГ. Эта обработка заключается в проведении двух операций: формирования огибающей сигнала, его энергии или спектра и их последующая пороговая

сегментация [3]. Конечным этапом является классификация звуков на тоны сердца, на основании которой в зависимости от задачи анализа проводится или выявление патологических звуков (обычно для ФКГ человека), или определение времени между звуками (для ФКГ плода) для построения графика ЧСС. Наиболее часто используются два подхода для классификации звуков – методы, основанные на машинном обучении, и методы, основанные на правилах. Первый подход позволяет локализовать и классифицировать звуки на патологические и непатологические [5], но не обеспечивает достаточную для вычисления ЧСС точность локализации при обработке низкоамплитудных или «зашумленных» сигналов. Второй подход использует строгие правила, основанные на том, что ЧСС лежит в заданном диапазоне, время между первым и вторым сердечным звуком не превышает время между вторым и последующим первым тоном сердца [6], а также при условии, что на сигнале присутствуют только звуки ССС [7]. Поэтому такой подход неприменим для обработки сигналов с более широким диапазоном ЧСС (диапазон плода 50-250 уд/мин), с наличием физиологических и механических звуков помех, с присутствием как обоих сердечных звуков, так и только одного из них, с единичной потерей звуков тонов сердца. Стоит отметить, что не только фактическое наличие или отсутствие обоих типов звуков сердца задает вариативность в конфигурации сигнала, но и изменение уровня амплитуды сигнала ССС, а также изменение разности (отношения) между амплитудами звуков двух тонов в рамках одного непрерывного сигнала. Кроме этого, точность определения ЧСС напрямую зависит от качества сегментации тонов, то есть от точности определения начала возникновения звука. Отклонение от реального начала звука тона в 10-20 мс дает значительное расхождение в значениях рассчитанного ЧСС. Описанные проблемы увеличивают трудность обработки и анализа ФКГ в потоке, когда каждый новый зарегистрированный пакет данных ФКГ должен быть обработан, а текущие показания пульса должны быть отображены пользователю с минимальной задержкой. В работе рассматривается задача формирования потокового алгоритма определения пульса на ФКГ человека или плода без проведения классификации звуков тонов сердца в условиях присутствия одного или обоих сердечных звуков, незначительной потери отдельных звуков ССС и смещений в точности их локализации в результате проведения их сегментации.

Методы

На ФКГ первый звук (S_1) возникает, когда митральный и трикуспидальный клапаны закрываются. Вторым звуком (S_2) формируется в периоде расслабления сердца, когда закрываются аортальный и легочный клапаны (Рисунок 1). Время между двумя последовательно идущими S_1 называется RR-интервалом [8], который позволяет производить расчет ЧСС:

$$HR(RR) = 60000 / RR, \quad (1)$$

где $HR(RR)$ – ЧСС при заданном RR , уд/мин; RR – величина RR-интервала, мс.

Время между S_1 и S_2 называется систолой (s), а время между S_2 и последующим S_1 – диастолой (d) [9]. Во вступительной части работы был представлен пример классификации звуков ФКГ на S_1 и S_2 на основании системы правил, которая включает условие того, что величина систолы не превышает величину диастолы [6]. Это условие указывает на то, что зависимость величин систолы и диастолы от величины ЧСС и RR-интервала может быть использована в качестве критерия для классификации. В работе [5] определена данная корреляционная зависимость, при анализе которой можно сделать выводы о том, что при росте ЧСС длина систолы имеет тенденцию к уменьшению, но остается достаточно стабильной, тогда как диастола значительно

уменьшается, а с определенного значения ЧСС становится меньше систолы. Стоит отметить, что при определении корреляционной зависимости между систолой, диастолой и RR-интервалом нет согласованности в различных источниках [10–11]. Поэтому для обработки ФКГ нельзя однозначно определить строгие правила, использующие конкретные значения систолы и диастолы при определенном уровне ЧСС. Но по зависимостям, представленным в работах [5, 10-11], можно сделать выводы, что разность между значениями систолы и диастолы различима (более 10-20 мс) на большем диапазоне ЧСС, а также нет строго определения того, что длительность диастол всегда больше длительности систолы. В свою очередь, при отсутствии аритмии изменчивость соседних RR-интервалов незначительна, что определяется физиологией и автокорреляционным свойством сигналов ССС [12]. Стоит отметить, что на ФКГ артерий или аорты будет присутствовать только один сердечный звук, соответствующий току крови (материнский компонент при абдоминальном захвате ФКГ).

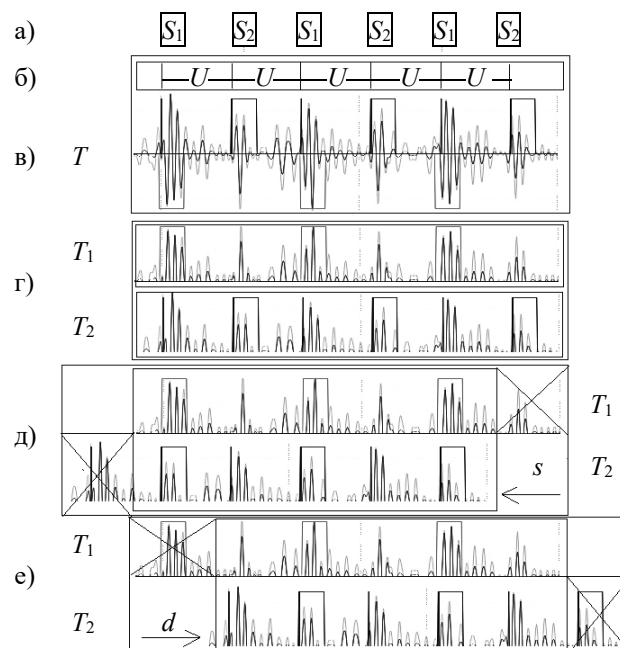


Рисунок 1 – Демонстрация сигнала ФКГ и процесса разметки массива сегментации T . а) экспертная аннотация звуков на S_1 и S_2 , б) сетка разметки звуков с шагом U , в которую попало большинство сегментированных звуков, в) наложение массива сегментации T на исходную ФКГ, г) разделение T на четные и нечетные элементы, д) смещение T_2 на величину систолы s , е) смещение T_2 на величину диастолы d .

Figure 1 – The demonstration of PCG signal and segmentation array T labeling process. а) expert sound annotation to S_1 and S_2 , б) the sound labeling grid with step U , which included most of the segmented sounds, в) overlaying the segmentation array T on the original PCG, г) splitting T into even and odd elements, д) shift of T_2 by the systole value s , е) shift of T_2 by the diastole value d .

Алгоритм, представленный в работе, опирается на следующие этапы обработки сигнала: предварительная обработка ФКГ и сегментация подобных тонам сердца звуков; определение наличия ритмичных звуков в текущий момент времени и оценка возможных значений ритма; определение значения RR-интервала в последнем пакете ФКГ. Описание предварительной обработки ФКГ, в результате которой формируется кривая весового коэффициента $pNLF_{nw}(i)$, позволяющая локализовать участки звуков, подобных S_1 , представлено в предшествующей работе авторов [13]. Сегментация отдельных звуков T проводилась пороговой фильтрацией по статическому уровню (0.4)

весового коэффициента $nw(i)$. В T истинное значение элемента определяет наличие звука потенциального тона сердца в i -ом моменте времени ФКГ (мс). Так как алгоритм должен производить обработку сигнала в потоке, то необходимо ввести величину размера окна L , внутри которого будет производиться анализ ФКГ (мс). Фактический размер окна L зависит от количества сегментированных звуков, достаточных для проведения анализа, и будет уточнен ниже. Начальное значение величины L может быть установлено как длительность трех полных биений при максимально допустимом ЧСС. Ранее было установлено, что изменчивость соседних RR-интервалов незначительна, поэтому для оценки ритма ФКГ в окне L может быть применена следующая автокорреляционная функция для $w(i)$:

$$R(i, rr) = \frac{\sum_{j=i}^{i+L-1} nw(j+rr) \cdot nw(j)}{\sum_{j=i}^{i+L-1} nw(j)}, \quad (2)$$

где rr – величина сдвига ФКГ относительно самого себя.

Демонстрация графиков $R(i, rr)$ (2) для различных конфигураций ФКГ представлена на Рисунке 2. На Рисунке 2 видно, что при наличии сигнала сердца на ФКГ возможно определить последовательность из локальных максимумов функции $R(i, rr)$ – $[D_1; D_2 \approx 2D_1; D_3 \approx 2D_1]$, где или D_1 , или D_2 является RR-интервалом, а D_2 и D_3 могут отсутствовать из-за ограничений диапазона RR-интервала (до 1200 мс). При этом при отсутствии сигнала сердца на ФКГ такая последовательность будет отсутствовать.

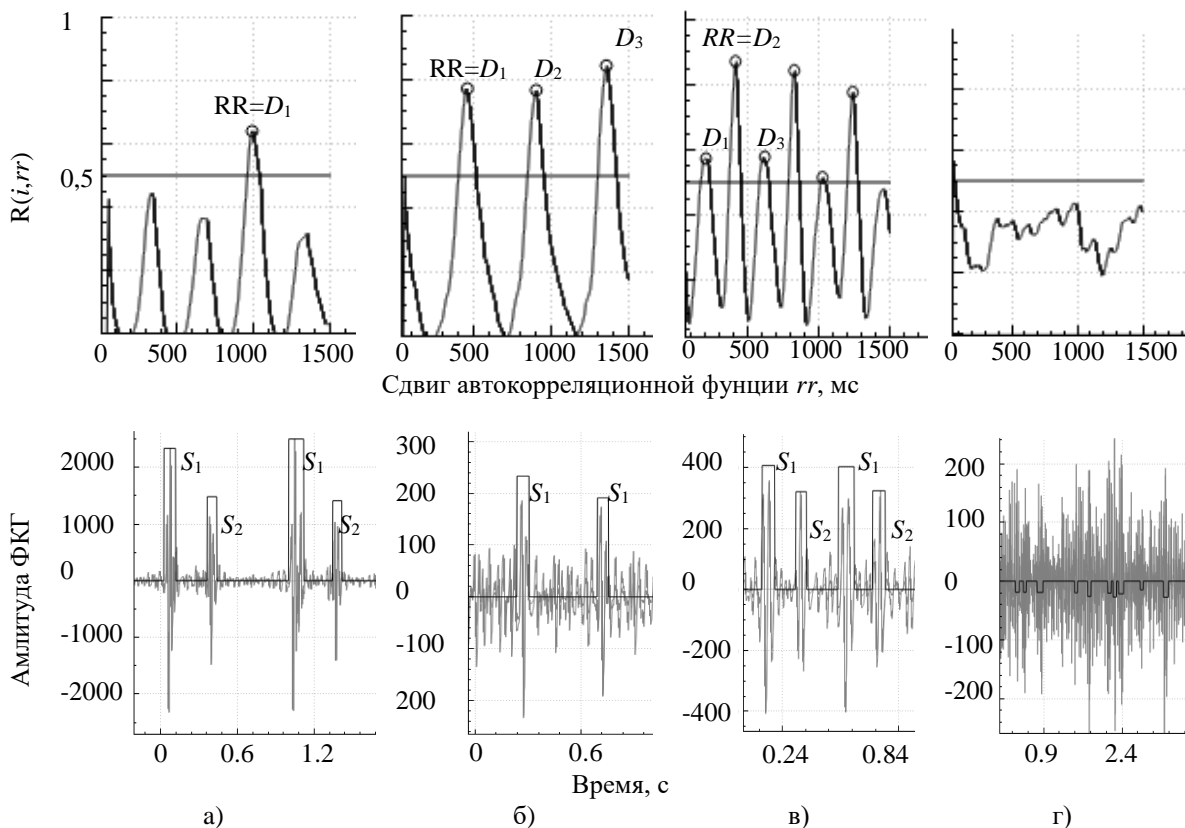


Рисунок 2 – Вид функции $R(i, rr)$ (верхний ряд) для различных конфигураций ФКГ (нижний ряд). а) ФКГ с S_1 и S_2 (ЧСС 60 уд/мин), систола меньше диастолы, б) ФКГ без S_2 (ЧСС 132 уд/мин), в) ФКГ с S_1 и S_2 (ЧСС 145 уд/мин), разница между систолой и диастолой небольшая, г) на ФКГ отсутствует сигнал сердца.

Figure 2 – Function $R(i,rr)$ (upper row) for various FCG configurations (lower row). а) FCG with S_1 and S_2 (HR 60 bpm), systole less than diastole, б) FCG without S_2 (HR 132 bpm), в) FCG with S_1 and S_2 (HR 145 bpm), difference between systole and diastole is small, г) there is no heart signal on FCG.

Из Рисунка 2 можно сделать выводы, что дальнейшая задача алгоритма – классифицировать одно из двух состояний на текущем сегменте ФКГ: $RR=D_1$ или $RR=D_2$, при этом в массиве $nw(i)$ и T неизвестно, какая область определяет S_1, S_2 , а также иной механический или физиологический звук. Поэтому для того, чтобы воспользоваться свойством разницы систолы и диастолы, необходимо определить фактический временной интервал между сегментированными звуками. Для этого первично T размечается на звуки, время между которыми соответствует $U=D_i$, то есть строится такая сетка с шагом U , что в нее попадет большинство интервалов сегментированных звуков (Рисунок 1а). Далее по критерию четности массив T разделяется на два подмассива T_1 и T_2 (Рисунок 1б-г). При наличии звуков обоих тонов в T в одном из подмассивов окажутся S_1 , а в другом – S_2 . В этом случае, если начать сдвигать T_2 относительно T_1 на величину систолы s влево, то должно присутствовать оптимальное совпадение между подмассивами (Рисунок 1д). Такая же зависимость должна прослеживаться при сдвиге T_2 на величину диастолы d вправо (Рисунок 2е). Так как неизвестно, в каком из подмассивов потенциально окажутся S_1 и S_2 , то определяется, что величина L_1 – оптимальный сдвиг T_2 влево, а L_2 – вправо. В случае наличия только одного типа звука на сигнале смещения вправо и влево примерно будут равны между собой и равны RR-интервалу. Если в каждый из подмассивов попало менее двух звуков, можно предположить, что сигнал сердца на ФКГ практически отсутствует.

Определение смещения, при котором присутствует корреляция между двумя сигналами (T_1 и T_2), может быть произведено с помощью взаимокорреляционной функции. Также если проанализировать Рисунок 1, то можно увидеть, что для анализа необходимо, чтобы в окно размера L попадало как минимум 3 биения сердца, которые состоят из S_1 и S_2 . Тогда необходимо, чтобы величина размера окна анализа L соответствовала как минимум значению $6D_1$. Пусть величины L_1 и L_2 определены как значения сдвига k , при котором следующие взаимокорреляционные функции $R_1(i,k)$ и $R_2(i,k)$ находятся в максимуме (Рисунок 3):

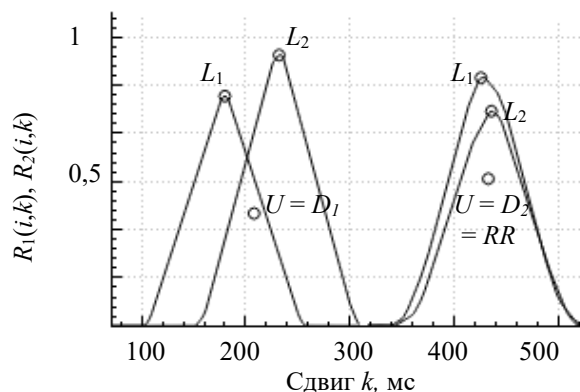


Рисунок 3 – Демонстрация поиска экстремумов функций $R_1(i,k), R_2(i,k)$ в точках L_1 и L_2 при наличии S_1 и S_2 на сигнале

Figure 3 – Demonstration of the extremum search of the $R_1(i,k), R_2(i,k)$ at points L_1 and L_2 in the presence of S_1 and S_2 on the signal

$$R_1(i,k) = \frac{\sum_{t=i}^{i+L-1} T_1(t)T_2(t-k)}{\sum_{t=i}^{i+L-1} T_1(i)}, \quad (4)$$

$$R_2(i,k) = \sum_{t=i}^{i+L-1} T_1(t)T_2(t-k) / \sum_{t=i}^{i+L-1} T_1(t), \quad (5)$$

$$R_1(i,k) \xrightarrow{k=L_1} \max, \quad R_2(i,k) \xrightarrow{k=L_2} \max, \quad (6)$$

где k – сдвиг второго подмассива T_2 влево и вправо относительно T_1 для функций $R_1(i,k)$, $R_2(i,k)$, мс; L_1 , L_2 – размеры смещения T_2 относительно T_1 , при которых значения функций $R_1(i,L_1)$, $R_2(i,L_2)$ максимальны, мс.

На основании сформированных условий, что между последовательно идущими RR-интервалами существует автокорреляция, а между соседними величинами систолы и диастолы существует разница, можно предположить, что необходимо применить сформированный механизм при $U=D_1$ и при $U=D_2$ и для них сравнить разницу между L_1 и L_2 . Тогда общая схема алгоритма заключается в том, что для каждого звука в T можно определить текущее значение пульса по следующим правилам:

- если на $R(i,rr)$ отсутствует последовательность локальных экстремумов или в T_1 и T_2 попало менее 2 сегментированных звуков – сигнал сердца отсутствует;
- если разница между L_1 и L_2 , рассчитанная при $U=D_1$, гораздо больше, чем при $U=D_2$, то $RR=D_2$, иначе – $RR=D_1$.

При падении качества сигнала из-за получаемой значительной неточности в определении границ тонов и увеличении числа пропущенных в результате сегментации звуков алгоритм будет склонен к выбросам, которые могут быть легко скорректированы с помощью базального ритма – среднего значения ЧСС без учета акцелераций и децелераций [14]. Данный показатель может быть рассчитан как значение моды от полученных значений ЧСС за некоторый промежуток времени [15] и включен в правила. Также наличие двух выраженных мод на гистограмме ЧСС может говорить о том, что качество сигнала крайне низкое, поэтому его анализ невозможен. Пример вывода мгновенных параметров алгоритма представлен в Таблице 1.

Таблица 1 – Пример расчета параметров предложенного алгоритма.
Table 1 – An example of the proposed algorithm calculating parameters.

Параметры	Второй локальный экстремум $R(i,rr)$ – RR-интервал (Рисунок 2.б)		Первый локальный экстремум $R(i,rr)$ – RR-интервал (Рисунок 2.в)	
	$U=D_1$	$U=D_2=RR$	$U=D_1=RR$	$U=D_2$
U , мс	207	415	455	899
ЧСС, уд/мин	294	145	132	66
L_1 , мс	200	408	450	898
L_2 , мс	220	402	448	908
$ L_1 - L_2 $, мс	48	6	2	10
L , мс	2500	5000	5000	7000

Результаты

Оценка качества работы алгоритма проводилась сопоставлением результатов его работы на ФКГ человека и плода с показаниями референтных методов. Для оценки определения пульса на ФКГ плода было сделано предположение, что этот пульс не должен значительно отклоняться от значений пульса, который может быть рассчитан медицинским работником при аускультации плода или при визуальном анализе его ФКГ. Для этого из имеющегося у коллектива авторов набора данных (ФКГ плода длиной от 15 до 40 мин разного качества, 2000 шт.), который был получен из записей акустического датчика прибора 1к-МФ (ООО «Диагностика+», г. Томск), случайным образом были

выбраны 700 10-секундных участков ФКГ, на которых присутствует сигнал сердца плода или артерий матери. Двум экспертам было предложено посчитать пульс на ФКГ. На 666 сигналах оба эксперта смогли рассчитать пульс. Далее было произведено сравнение среднего значения мгновенных значений ЧСС, полученных алгоритмом, со значениями пульса, рассчитанного экспертами. Было выявлено, что среднее относительное отклонение между ЧСС, рассчитанных первым экспертом и предложенным алгоритмом, составило 1.2 %, между вторым экспертом и предложенным алгоритмом – 2.3 %, между экспертами – и 2.2 % (Рисунок 4а). Если ввести учет вариабельности ЧСС, то его расчетное первым экспертом значение ЧСС в 95.3 % лежало внутри интервала минимального и максимального ЧСС, рассчитанного предложенным алгоритмом внутри 10 сек сигнала, а в 99 % это значение не отклонялось от данного интервала на более 3 уд/мин.

Для ФКГ человека использовался набор данных параллельной записи ФКГ и ЭКГ и алгоритмы их обработки, представленные в работе [16]. Алгоритмы в работе [16] позволяют строить графики ЧСС, рассчитанные по разметке R-пиков на ЭКГ и по разметке ФКГ на S_1 , которая была получена путем локализации ближайшего R-пику максимума огибающей ФКГ (перенос разметки ЭКГ на ФКГ). Из набора данных были исключены сигналы, на которых невозможен расчет ЧСС посредством ЭКГ и ФКГ одновременно (54 сигнала длительностью 30 мин). Также были исключены участки, на которых обработка ЭКГ дает значительные выбросы или присутствует клиппирование ФКГ. В качестве эталона использовался график ЧСС ЭКГ, относительно которого рассчитывалась относительная ошибка результатов обработки ФКГ предложенным алгоритмом и алгоритмом работы [16] (Рисунок 4б). Средняя относительная ошибка предложенного алгоритма против эталона составила 1.8 %.

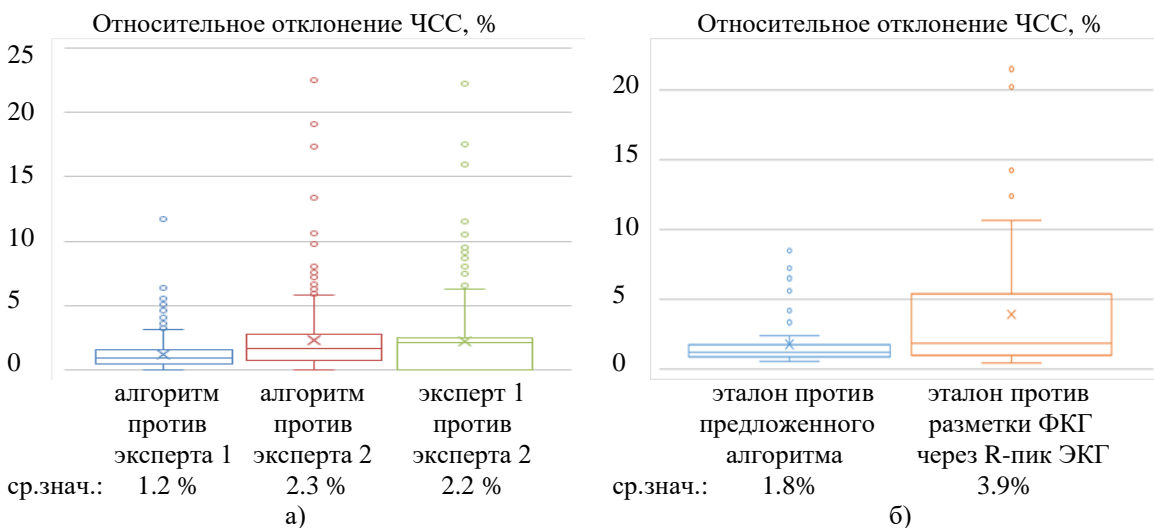


Рисунок 4 – Распределение относительного отклонения ЧСС, рассчитанного алгоритмом и референтными методами, а) набор данных ФКГ плода и его экспертная разметка, б) набор данных и его разметка алгоритмами работы [16].

Figure 4 – The relative deviation distribution of the heart rate, calculated by the algorithm and reference methods, a) the fetal PCG data set and its expert labeling, b) the data set and its labeling by the operation algorithms [16].

Обсуждения

Результаты исследований показали, что описанный алгоритм пригоден для расчета текущего уровня ЧСС на ФКГ, достаточного для контроля качества сигнала и поиска точки размещения акустического датчика. Полученное значение отклонения от

показаний референтных методов в среднем не превышает 3 %, что соответствует требованиям ГОСТ Р МЭК 60601-2-27-2013 для электрокардиографических мониторов, (относительная ошибка не превышает 10 %). Алгоритм позволяет обрабатывать ФКГ звуков клапанов (для плода и человека) и тока крови в артериях (для человека). Также он может быть использован для формирования алгоритмов получения и фильтрации кардиоинтервалограмм, для предварительной разметки ФКГ для задач классификации тонов.

Заключение

В работе рассмотрены проблемы существующих алгоритмов определения пульса с использованием обработки и анализа ФКГ, которые являются причиной отсутствия готовых решений в данном направлении. Проблемы связаны с тем, что на сигналах, регистрируемых с носимых приборов в неконтролируемой среде, присутствуют физиологические и механические помехи, отсутствует контроль места размещения датчика и степени его прижатия, нет строгих условий, которые бы определяли амплитудно-частотные параметры сигнала сердца. Поэтому невозможно контролировать эти параметры, а также задавать в правилах разметки ФКГ поиск только последовательно идущих сердечных циклов, состоящих из последовательности звуков, которые находятся на одном уровне амплитуды. Предложен алгоритм определения пульса на ФКГ плода и человека, который в качестве входных данных использует результаты сегментации подобных тонам сердца звуков, которые могут быть получены алгоритмами построения огибающей сигнала, его энергии или спектра. Алгоритм учитывает потерю отдельных тонов сердца, неточность определения границ потенциальных тонов сердца и широкий диапазон ЧСС (50–250 уд/мин), включающий значения ЧСС плода. Разработанный алгоритм внедрен в мобильное приложение для эксплуатации фетального монитора 1к-МФ (ООО «Диагностика +», г. Томск).

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. *Здравоохранение в России. 2019.* стат. сб. М.: Росстат; 2019. 170 с.
2. Kovacs F., Torok M., Habermajer I. A rule-based phonocardiographic method for long-term fetal heart rate monitoring. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 2000;47(1):124–130. DOI: 10.1109/10.817627.
3. Liu C., Springer D., Li Q., Moody B., Juan R.A., Chorro F.J., Clifford G.D. An open access database for the evaluation of heart sound algorithms. *Physiological Measurement.* 2016;37(12):2181–2213. DOI: 10.1088/0967-3334/37/12/2181.
4. Chetlur Adithya P., Sankar R., Moreno W.A., Hart S. Trends in fetal monitoring through phonocardiography: Challenges and future directions. *Biomedical Signal Processing and Control.* 2017;33:289–305. DOI: 10.1016/j.bspc.2016.11.007.
5. El-Segaier M., Lilja O., Lukkarinen S., Sörnmo L., Sepponen R., Pesonen E. Computer-Based Detection and Analysis of Heart Sound and Murmur. *Annals of Biomedical Engineering.* 2005;33(7):937–942. DOI: 10.1007/s10439-005-4053-3.
6. Tang H., Li T., Qiu T., Park Y. Fetal Heart Rate Monitoring from Phonocardiograph Signal Using Repetition Frequency of Heart Sounds. *Journal of Electrical and Computer Engineering.* 2016:1–6. DOI: 10.1155/2016/2404267.
7. Nivitha Varghees V., Ramachandran K.I., Soman K.P. Wavelet-based fundamental heart sound recognition method using morphological and interval features. *Healthcare Technology Letters.* 2018;5(3):81–87. DOI: 10.1049/htl.2016.0109.

8. Твардовский В.И., Дмитрачков В.В., Былинский Н.Н., Волкова О.Н., Каледа А.Г., Назаренко О.Н., Самохвал О.В. *Основы электрокардиографии детского возраста*. Учеб.-метод. пособие. Минск: БГМУ; 2011. 76 с.
9. Аед В.М., Исаков Р.В., Сушкова Л.Т., Аль-Хайдри В.А. Алгоритм построения кардиоинтервалограммы на основе фонокардиограммы. *Радиотехнические и телекоммуникационные системы*. 2016;22(2):34–43.
10. International Standard. ISO 5840-2:2015 (E): Cardiovascular implants: cardiac valve prostheses. Part 2: Surgically implanted heart valve substitutes; 2015. Режим доступа: <https://www.iso.org/standard/51314.html> (дата обращения: 1.12.2021).
11. Chung C.S., Karamanoglu M., Kovács S.J. Duration of diastole and its phases as a function of heart rate during supine bicycle exercise. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*. 2004;287(5):H2003–H2008. DOI: 10.1152/ajpheart.00404.200.
12. Yuenyong S., Nishihara A., Kongprawechnon W., Tungpimolrut K. A framework for automatic heart sound analysis without segmentation. *BioMedical Engineering OnLine*, 2011;10(1):13. DOI:10.1186/1475-925x-10-13.
13. Костелей Я.В., Жданов Д.С., Боровской И.Г. Адаптация фильтра нелокального усреднения для усиления звуков тонов сердца на фонокардиограммах плода и человека. *Вестник СибГУТИ*. 2021;3:77–91.
14. Шаргаева Н.В. Диагностика угрожаемых состояний плода во время беременности и в родах. *Проблемы здоровья и экологии*. 2005;3:103–112.
15. Dares G.S., Houghton C.R.S., Redman C.W.G. Baseline in human fetal heart-rate records. *BJOG: An International Journal of Obstetrics and Gynaecology*. 1982;89(4):270–275. DOI: 10.1111/j.1471-0528.1982.tb04695.x.
16. Kazemnejad A., Gordany P., Sameni R. An open-access simultaneous electrocardiogram and phonocardiogram database. *BioRxiv*. 2021. Режим доступа: DOI: 10.1101/2021.05.17.444563 (дата обращения: 1.12.2021).

REFERENCES

1. *Healthcare in Russia. 2019*. Moscow, Rosstat = Russian Federal State Statistics Service; 2019. 170 p. (In Russ.)
2. Kovacs F., Torok M., Habermajer I. A rule-based phonocardiographic method for long-term fetal heart rate monitoring. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2000;47(1):124–130. DOI: 10.1109/10.817627.
3. Liu C., Springer D., Li Q., Moody B., Juan R.A., Chorro F.J., Clifford G. D. An open access database for the evaluation of heart sound algorithms. *Physiological Measurement*. 2016;37(12):2181–2213. DOI: 10.1088/0967-3334/37/12/2181.
4. Chetlur Adithya P., Sankar R., Moreno W.A., Hart S. Trends in fetal monitoring through phonocardiography: Challenges and future directions. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2017;33:289–305. DOI: 10.1016/j.bspc.2016.11.007.
5. El-Segaier M., Lilja O., Lukkarinen S., Sörnmo L., Sepponen R., Pesonen E. Computer-Based Detection and Analysis of Heart Sound and Murmur. *Annals of Biomedical Engineering*. 2005;33(7):937–942. DOI: 10.1007/s10439-005-4053-3.
6. Tang H., Li T., Qiu T., Park Y. Fetal Heart Rate Monitoring from Phonocardiograph Signal Using Repetition Frequency of Heart Sounds. *Journal of Electrical and Computer Engineering*. 2016:1–6. DOI: 10.1155/2016/2404267.
7. Nivitha Varghees V., Ramachandran K.I., Soman K.P. Wavelet-based fundamental heart sound recognition method using morphological and interval features. *Healthcare Technology Letters*. 2018;5(3):81–87. DOI: 10.1049/htl.2016.0109. (In Russ.)

8. Tvardovskii V.I., Dmitrachkov V.V., Bylinskii N.N., Volkova O.N., Kaleda A.G., Nazarenko O.N., Samokhval O.V. Fundamentals of pediatric electrocardiography. Teaching aid. Minsk: *Bashkirskii gosudarstvennyi meditsinskii universitet = Bashkir State Medical University*; 2011. 76 p. (In Russ.)
9. Aed V.M., Isakov R.V., Sushkova L.T., Al'-Khaidri V.A. Algorithm of forming cardiontervalogram based on phonocardiogram. *Radiotekhnicheskie i telekommunikatsionnye sistemy = Radio and telecommunication systems*. 2016;22(2):34–43. (In Russ.)
10. International Standard. ISO 5840-2:2015 (E): Cardiovascular implants: cardiac valve prostheses. Part 2: Surgically implanted heart valve substitutes; 2015. URL: <https://www.iso.org/standard/51314.html> (accessed on: 1.12.2021).
11. Chung C.S., Karamanoglu M., Kovács S.J. Duration of diastole and its phases as a function of heart rate during supine bicycle exercise. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*. 2004;287(5):H2003–H2008. DOI: 10.1152/ajpheart.00404.200.
12. Yuenyong S., Nishihara A., Kongprawechnon W., Tungpimolrut K. A framework for automatic heart sound analysis without segmentation. *BioMedical Engineering OnLine*, 2011;10(1):13. DOI:10.1186/1475-925x-10-13.
13. Kosteley Y.V., Zhdanov D.S., Borovskoy I.G. Non-local averaging filter adaptation for heart sounds amplification on fetus and humans' phonocardiograms. *Vestnik SibGUTI*. 2021;3:77–91. (In Russ.)
14. Shargaeva N.V. Diagnostic of fetus' threatening conditions during pregnancy and in delivery. *Problemy zdorov'ya i ekologii = Health and Ecology Issues*. 2005;3:103–112. (In Russ.)
15. Dares G.S., Houghton C.R.S., Redman C.W.G. Baseline in human fetal heart-rate records. *BJOG: An International Journal of Obstetrics and Gynaecology*. 1982;89(4):270–275. DOI: 10.1111/j.1471-0528.1982.tb04695.x.
16. Kazemnejad A., Gordany P., Sameni R. An open-access simultaneous electrocardiogram and phonocardiogram database, 2021. *BioRxiv*. DOI: 10.1101/2021.05.17.444563 (accessed on: 1.12.2021).

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ / INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

Костелей Яна Валерьевна, старший преподаватель, Томский государственный университет систем управления и радиоэлектроники, инженер-программист, ООО «Диагностика +», Томск, Российская Федерация
e-mail: kosteleyyv@gmail.com
ORCID: [0000-0003-0775-350X](https://orcid.org/0000-0003-0775-350X)

Kosteley Yana Valeryevna, senior lecturer, Tomsk State University of Control Systems and Radioelectronics, Tomsk, Russia, software engineer, Diagnostika + LLC, Tomsk, Russian Federation

Жданов Дмитрий Сергеевич, кандидат технических наук, старший научный сотрудник ООО «Диагностика +», старший научный сотрудник, Томский государственный университет, Томск, Российская Федерация
e-mail: d_s_zhdanov@mail.ru
ORCID: [0000-0002-8639-0681](https://orcid.org/0000-0002-8639-0681)

Zhdanov Dmitriy Sergeevich, doctor of engineering sciences, senior researcher, Diagnostics + LLC, senior researcher, Tomsk State University, Tomsk, Russian Federation

Боровской Игорь Георгиевич, доктор физико-математических наук, профессор, заведующий кафедрой экономической математики, информатики и статистики, Томский государственный университет систем управления и радиоэлектроники, Томск, Российская Федерация
e-mail: igor.g.borovskoi@tusur.ru
ORCID: [0000-0003-2707-7203](https://orcid.org/0000-0003-2707-7203)

Borovskoy Igor Georgievich, doctor of physics and mathematics, professor, head of the department of Economic Mathematics, Informatics and Statistics, Tomsk State University of Control Systems and Radioelectronics, Tomsk, Russian Federation

Статья поступила в редакцию 24.01.2022; одобрена после рецензирования 19.02.2022; принята к публикации 28.02.2022.

The article was submitted 24.01.2022; approved after reviewing 19.02.2022; accepted for publication 28.02.2022.