

Выбор параметров вейвлет-фильтрации фонокардиограммы плода в условиях высокой зашумленности

Аннотация

Рассматривается возможность использования вейвлетной фильтрации для выделения тонов сердца на фоне шумов и помех для дальнейшего построения кардиоинтервалограммы. Обсуждаются условия фильтрации, требования, выдвигаемые к методам регистрации и предварительной обработки сигнала для получения необходимого результата. Представлены результаты исследований эффективности шумовой фильтрации с использованием вейвлетов различного типа на модельных сигналах, а также сигналах, полученных экспериментальным путем. Даны рекомендации для проведения вейвлетной фильтрации тонов сердца.

Введение

Для контроля состояния плода и оценки комфортности условий его развития в акушерстве используется кардиокография – ультразвуковой (УЗ) метод оценки частоты сердечных сокращений плода (ЧССП). При нормальном ходе беременности у плода регистрируются периодические ускорения и замедления сердечного ритма. Для оценки колебаний ЧССП за определенный период времени строится кардиоинтервалограмма, показывающая динамику изменения длительности межсистолических интервалов. При патологиях развития плода вариации ритма ЧССП сглаживаются, укорачиваются и, в критических ситуациях, прекращаются. Последнее уже свидетельствует о возникновении угрозы антенатальной гибели плода. Регистрация ЧССП проводится в стационарных условиях за относительно короткий, порядка 40 мин, промежуток времени. Ограничение связано с нежелательностью даже небольшого энергетического воздействия на плод, хотя в современных УЗ-кардиокографах мощность излучения не превышает 200 мВт/см². УЗ-исследования в ходе беременности проводятся три раза, по одному сеансу в каждом триместре [1].

Однако в ряде случаев крайне желателен постоянный контроль состояния плода. Для решения этой проблемы в 2008 году на рынок Великобритании был выпущен электрокардиографический монитор «MONICA AN24», способный в течение суток вести запись ЭКГ плода с последующей расшифровкой и построением кардиоинтервалограммы. Сложность алгоритма поиска и выделения ЭКГ плода на фоне помех от ЭКГ матери не позволяет создать систему мобильного суточного мониторинга в режиме реального времени. Это требование удалось выполнить при помощи метода фонокардиографии, реализованного в мониторе [2].

В ходе исследований было установлено, что основной проблемой при выделении тонов сердца на фонокардиограмме плода (ФКГП) являются внешние шумы и пульсация брюшной аорты матери. При цифровой частотной фильтрации фильтр мог достигать 500 порядков и более. В связи с этим была поставлена задача проверки возможности вейвлетной фильтрации для понижения уровня шумов ФКГП [2]. Для ее решения было необходимо провести выбор типа вейвлета и глубины декомпозиции применительно к сигналу ФКГП, а также определить требования к нему.

Материалы и методы

Для проведения шумопонижения сигнала пригодны только ортогональные вейвлеты, у которых интеграл от произведения любых двух функций ряда равен нулю. Кроме того, ортогональность служит основой большинства практически реализованных быстрых схем вейвлетных преобразований [3].

Для проведения исследования была использована аддитивная модель наложения шумов $e(n)$ на полезный сигнал $f(n)$

$$x(n) = f(n) + k \cdot e(n), \quad (1)$$

где $x(n)$ – итоговый сигнал; k – коэффициент пропорциональности. В роли параметра n выступал номер отсчета. В каче-

стве шумовой компоненты выступали «белый шум» и голосовые сигналы.

Согласно [4], детализирующие коэффициенты вейвлетного разложения определяются преимущественно шумовыми компонентами сигнала. Для подавления шумов достаточно обнулить те коэффициенты, которые находятся ниже заданного порогового уровня, однако при этом могут возникнуть искажения сигнала. Кроме того, от выбора порога и характера шума зависит качество шумоподавления. Критерием качества операции является максимальное значение отношения «сигнал/шум».

Выбор вейвлета, глубина детализации и выбор типа и порога фильтрации – наиболее ответственные операции специфического вейвлетного фильтра, ориентированного на конкретный тип сигнала [5].

В качестве экспериментальных данных использовались фонокардиограммы плода и матери, полученные авторским коллективом в ходе предшествующих работ [2] и при дальнейшей апробации созданных решений. Также были использованы фонокардиограммы, полученные в результате суммирования «белого шума» в диапазоне частот от 10 до 160 Гц (аддитивная модель), реальной ФКГ и полигармонических синтезированных тонов сердца [6].

Из экспериментальных записей случайным образом было отобрано 32 файла с различным уровнем зашумленности продолжительностью от 35 до 45 мин, в качестве искомого фрагмента ФКГП выступало около 192 тыс. систолических циклов. Сигналы представляли собой файлы, оцифрованные 12-разрядным АЦП с частотой дискретизации от 1 до 8 кГц. В качестве верифицирующего источника сигнала использовались результаты работы математической модели тонов сердца с наложением «белого шума» [6]. Обработка и анализ данных проводились при помощи библиотеки SWT (ver. 0.3.1) математического пакета «Scilab 5.3». Для моделирования и расчетов использовался компьютер с процессором «Intel Core i586 3.0 ГГц» и объемом ОЗУ 32 Гб под управлением «Linux Debian 10».

Возможная глубина декомпозиции для каждого типа вейвлета определялась длиной разлагаемого вектора и оценивалась при помощи функции $wmaxlev()$, которая колебалась в диапазоне от 2^{10} до 2^{12} отсчетов.

В работе были протестированы четыре варианта фильтров. Для сигналов, не имеющих резких перепадов, предпочтительным является динамический адаптивный пороговый (DWT) фильтр вида

$$P(x) = \sqrt{2 \log(N)}, \quad (2)$$

где N – длина анализируемого ряда данных. Существует и его усредненная модификация MODWT с учетом медианного уровня шума:

$$MP(x) = \sigma \sqrt{2 \log(N)}; \quad \sigma = \frac{\text{median} \left[\left| d_{j,k} - \text{median}(d_{j,k}) \right| \right]}{0,6475}, \quad (3)$$

где $d_{j,k}$ – коэффициент детализации уровня разложения j [7]. Адаптивный порог на основе алгоритма Стейна [7] для несмещенной оценки шума основан на вычислении квадратичной функции вероятных потерь сигнала. Минимизация риска этих потерь дает выбор порогового значения. Алгоритм хорошо работает на сигналах с высокой скоростью изменения уровня сигнала. Эвристический метод поиска адаптивного порога использует сочетание предыдущих методов, но он малоэффективен при низком уровне шума [7].

Для моделирования различных условий шумопонижения в сигнал добавлялись шумы голосового диапазона – от 150 Гц до 4,5 кГц [6]. Этот же сигнал использовался в дальнейших исследованиях как типовой.

Результаты исследования

Первым в качестве базиса шумопонижения был испытан вейвлет Хаара [3]. Его недостатками являются асимметрия формы и негладкости с резкими границами. Результаты шумопонижения вейвлетом Хаара декомпозиции до 6-го уровня из-за вносимых искажений были признаны недопустимыми: они приводили к появлению нелинейных явлений, что вызвало ложные срабатывания детектора тонов сердца.

Более приемлемым, на наш взгляд, было использование вейвлета Добеши, в котором удалось избавиться от асимметричности и негладкости вейвлета Хаара. При этом с ростом порядка вейвлета происходило нарастание его сглаживающих свойств [3], [5]. Использование вейвлета Добеши позволило получить эффективное шумопонижение, а форма восстановленного сигнала имела незначительные искажения (рис. 1).

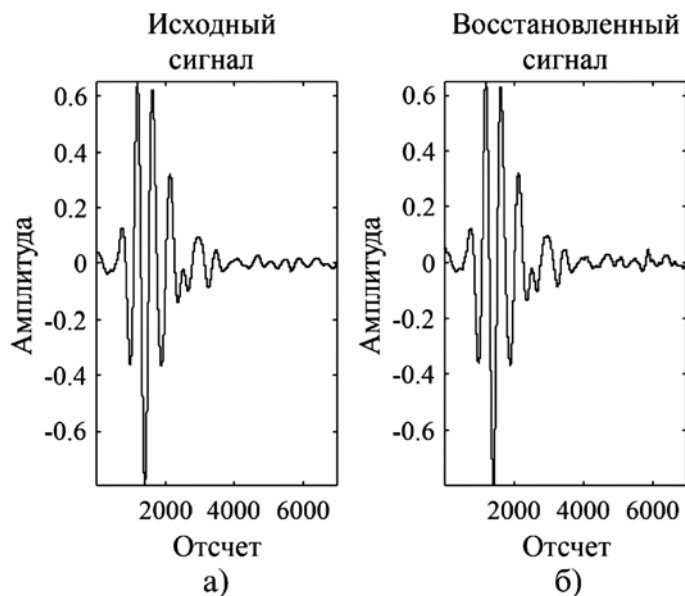


Рис. 1. Первый тон сердца: а) исходный сигнал; б) восстановленный сигнал. Вейвлет Добеши 6-го порядка, декомпозиция 6-го уровня, универсальный фильтр

Данный вариант шумопонижения можно считать допустимым, когда основное внимание уделяется не сохранению максимального качества сигнала ФКГП, а его наличию.

Кроме вейвлетов Добеши, никакая система функций не может быть одновременно симметричной и иметь компактный носитель в строгом смысле – это существенно ограничивает круг используемых вейвлетов [3], [5]. Данное требование можно смягчить, поставив условием минимальный фазовый сдвиг с тем же значением. Поэтому вейвлеты, имеющие подобные свойства, можно считать частными формами вейвлетов Добеши – они известны как симлеты [3].

Хорошие результаты фильтрации получались при использовании симлетов 6-го и более высоких порядков с декомпозицией как минимум 6-го уровня. Форма сигнала имела допустимый уровень искажений, при этом возникновения высокочастотных составляющих не происходило (рис. 2).

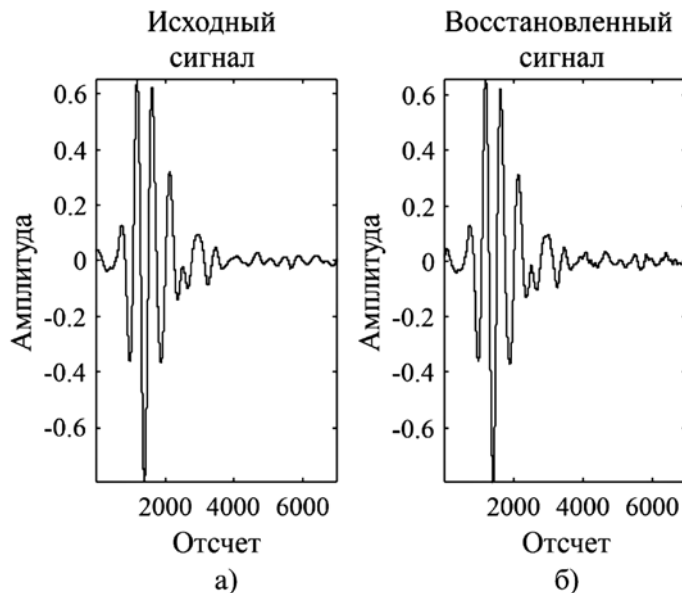


Рис. 2. Первый тон сердца: а) исходный сигнал; б) восстановленный сигнал. Симлет 6-го порядка, декомпозиция 6-го уровня, универсальный фильтр

Еще один вейвлет, Фейера-Коровкина, для фильтрации сигналов был предложен в конце 1990-х годов. В его основе лежит метод линейного приближения произвольных операторов [7]. Оценочные эксперименты с использованием этого вейвлета 4-го и более высоких порядков показали возникновение специфических искажений, близких по своим характеристикам к искажениям вейвлета Хаара. В итоге нами было принято решение признать данный вариант не подходящим для решения поставленных задач.

Вейвлеты Р. Койфмана (койфлеты) индуцируются базовой функцией с периодом 2^j , но с добавочным набором условий, определяющих равенство нулю моментов соответствующей скейлинг-функции [3]. Наряду с вейвлетами Добеши они наиболее качественно определяют локальные особенности сигналов и фактически являются частным случаем последних. Вместе с тем койфлеты более симметричны, чем вейвлеты Добеши, и лучше аппроксимируют сигналы (рис. 3) [5].

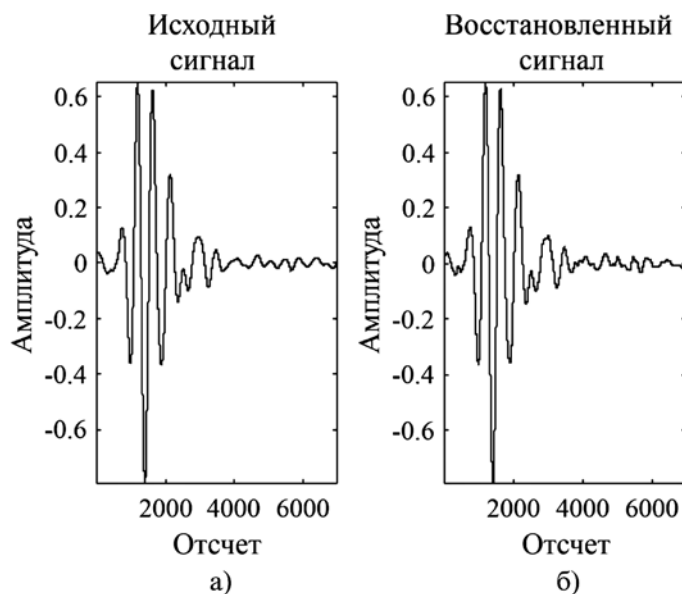


Рис. 3. Первый тон сердца: а) исходный сигнал; б) восстановленный сигнал. Койфлет 6-го порядка, декомпозиция 8-го уровня, универсальный фильтр

Обсуждение результатов

Использование вейвлетов для выделения сигналов с различной степенью зашумленности было описано в [8], [9] и показало высокую эффективность; при этом можно использовать как табличное, так и визуальное представление результатов.

Визуализация результатов шумоподавления позволяет эффективно оценивать снижение шумов различными вариантами комбинаций параметров вейвлетных фильтров: выбор вейвлета, алгоритм установки динамического амплитудного фильтра по каждому уровню разложения и глубину самого разложения. Однако визуализация обладает субъективным моментом и не позволяет провести количественный контроль результатов операции.

К объективным параметрам оценки шумопонижения можно отнести разницу амплитуд входного и выходного сигналов и разницу энергий сигналов, получаемых как результат табличного интегрирования и выступающих как объективный критерий потерь в сигнале. Зная последний параметр, можно количественно оценить относительную степень вносимых искажений. Будем считать, что допустимые потери не могут превышать 5 % энергии.

В каждом варианте комбинации типа вейвлета, его порядка и степени декомпозиции было проведено по 32 испытания. В цикле испытаний создавались модельные сигналы с уникальным зашумлением. Результаты испытаний импортировались в электронные таблицы Microsoft Excel, где проводился статистический анализ с вычислением базовых статистик – средних арифметических и доверительных интервалов параметров ($P = 0,95$). Результаты проведенных оценок приведены в табл. 1. Приведены наиболее оптимальные, на наш взгляд, комбинации параметров шумопонижения.

Из 880 вариантов возможных комбинаций параметров вейвлетного шумопонижения объективным критериям качественной фильтрации ФКГП удовлетворило всего 9 из них, причем 6 вариантов непосредственно или с оговорками относились к группе вейвлетов Добеши. Результаты операции шумопонижения при помощи вейвлета Добеши 6-го порядка, декомпозиция 8-го уровня, показаны на рис. 4.

Использование метода вейвлетной фильтрации показало применимость к решению проблемы шумопонижения низкочастотных квазипериодических случайных сигналов, к которым можно отнести ФКГП.

Исследования проводились при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (РФФИ), грант 18-31-20012 мол_а_вед «Разработка математической модели и вычислительных алгоритмов для решения задачи адаптивной идентификации и подсчета сердечных сокращений на фонокар-

диограмме при их неопределенных характеристиках в условиях высокого уровня помех».

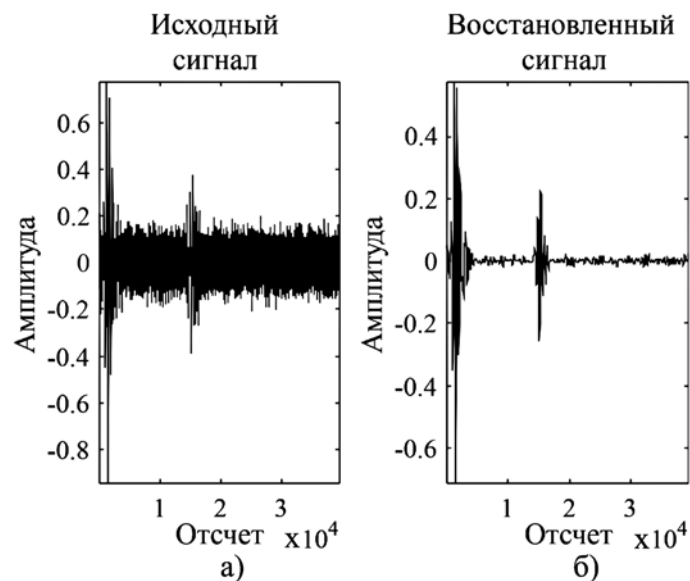


Рис. 4. Шумопонижение при помощи вейвлета Добеши 4-го порядка, декомпозиция 6-го уровня, универсальный фильтр: а) исходный сигнал; б) результат операции

Список литературы:

1. Савельева Г.М., Сухих Г.Т., Серов В.Н. Акушерство. Национальное руководство. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2019. 1080 с.
2. Жданов Д.С., Бурев А.Ш., Костелей Я.В., Хохлова Л.А., Дикман Е.Ю. Мобильное устройство для оценки состояния плода на основе контроля параметров сердечно-сосудистой системы // Медицинская техника. 2018. Т. 308. № 2. С. 13-16.
3. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам. – Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2001. 464 с.
4. Московский С.Б., Сергеев А.Н., Лалина Н.А. Очистка сигнала от шумов с использованием вейвлет-преобразования // Universum: технические науки (электронный научный журнал). 2015. № 2 (15) / <https://7universum.com/ru/tech/archive/item/1958> (дата обращения: 28.03.2021).
5. Дьяконов В.П. Вейвлеты. От теории к практике / Изд. 2-е, перераб. и доп. – М.: СОЛОН-Пресс, 2010. 400 с.

Таблица 1

Варианты для качественного вейвлетного шумопонижения

Вейвлет	Уровень разложения	Разница амплитуд, %	Разница энергий, %	Примечание
«Минимакс» фильтр				
Coif1*	6	4,3 ± 1,19	4,43 ± 1,14	Сигнал 4 кГц
Coif4	6	2,63 ± 1,08	0,94 ± 0,21	Сигнал 8 кГц
Db4**	8	2,59 ± 1,14	4,72 ± 2,01	–
Адаптивный фильтр				
Db4	8	3,14 ± 1,43	2,23 ± 1,11	Сигнал 4 кГц
Db6	8	0,02 ± 0,26	1,84 ± 0,42	Сигнал 4 кГц
Db8	6	0,05 ± 0,34	1,02 ± 0,28	Сигнал 8 кГц
Универсальный фильтр				
Sym4***	6	3,32 ± 1,15	3,39 ± 1,64	–
Sym8	6	0,07 ± 0,91	2,92 ± 1,02	Сигнал 8 кГц
Эвристический фильтр				
Coif4	6	0,1 ± 0,44	2,12 ± 0,98	Сигнал 8 кГц

Примечание – * Койфлет; ** вейлет Добеши; *** симлет.

6. Zemlyakov I., Zhdanov D., Kostelevi Y., Seleznev A., Bureev A. Mathematical model of heart sounds // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. 2020. Vol. 862.
7. Misiti M., Misiti Y., Oppenheim G., Poggi J.-M. Wavelet Toolbox® Uzer's Guide. R2015b. – Natick, Mathworks, 2015. 700 p.
8. Tankanag A. V. Wavelet analysis methods in the comprehensive study approach of skin microhemodynamics as a cardiovascular unit // Regional Blood Circulation and Microcirculation. 2018. Vol. 17 (3). PP. 33-41.
9. Shariboev N., Juraev S., Zhabborov A. Wavelet Method for Cardio Signals Processing // Automation and Software Engineering. 2020. № 1 (31). PP. 37-41.

*Дмитрий Сергеевич Жданов,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
ООО «Диагностика +»,
ст. научный сотрудник,
лаборатория «Приборостроение»,
факультет инновационных технологий,
Национальный исследовательский Томский
государственный университет,*

*Иван Юрьевич Земляков,
канд. мед. наук, инженер,
ООО «Диагностика +»,
инженер,
лаборатория «Приборостроение»,
факультет инновационных технологий,
Национальный исследовательский Томский
государственный университет,
Яна Валерьевна Костелей,
аспирант,
кафедра экономической математики,
информатики и статистики,
факультет вычислительных систем,
Томский государственный университет систем
управления и радиоэлектроники,
программист,
ООО «Диагностика +»,
Артем Шамильевич Буреев,
директор,
ООО «Диагностика +»,
г. Томск,
e-mail: D_S_Zhdanov@mail.ru*

Б.Б. Горбунов

Оценка влияния импульсной модуляции дефибрилляционного импульса на его энергетическую эффективность на основе гипотезы гарантированной дефибрилляции

Аннотация

На основе гипотезы гарантированной дефибрилляции с использованием модели кардиомиоцита ten Tusscher-Panfilov 2006, находящейся под воздействием имитационной фибрилляции, было выполнено сравнительное исследование энергетической эффективности трех известных вариантов модулированных дефибрилляционных импульсов. Полученные результаты показали, что немодулированный эквивалент модулированного дефибрилляционного импульса имеет меньшее значение пороговой энергии гарантированной дефибрилляции, чем сам модулированный импульс. При этом отношение пороговой энергии гарантированной дефибрилляции модулированного импульса к пороговой энергии его немодулированного эквивалента приблизительно равно величине, обратной коэффициенту заполнения модулированного сигнала. Исходя из этого можно предположить, что использование модуляции при формировании дефибрилляционного импульса приведет к снижению его энергетической эффективности.

*Ибо нет ничего тайного, что не
сделалось бы явным, ни
сокровенного, что не сделалось
бы известным и не обнаружилось бы.*

Евангелие от Луки 8:17

Введение

Возможно, появление дефибрилляторов с импульсной модуляцией дефибрилляционного импульса (называемой в технике широтно-импульсной модуляцией) связано с поездкой А. Канселла в 80-х годах прошлого столетия во Львов, где ему об экспериментах с импульсной модуляцией рассказал И.В. Веннин [1]. Как бы то ни было, но в 2000 году А. Канселл и И. Даскалов получили французский [2] и европейский [3] патенты на «импульсы или серии импульсов дефибрилляции и устройство для их генерации». В этом же году была опубликованы статьи А. Канселла на французском [4] и немецком [5] языках, в которых были впервые представлены результаты клинических исследований дефибрилляционных импульсов с импульсной модуляцией, согласно которым дефибрилляционные биполярные импульсы с импульсной модуляцией показали высокую эффективность по сравнению с монополярными немодулированными импульсами, а энергетическая эффективность биполярных модулированных импульсов была выше, чем у биполярных немодулированных. В публикации [5] приводятся следующие характеристики дефибрилляционного биполярно-

го модулированного импульса: первая и вторая фазы импульса имели длительность 4 мс, частота модуляции составляла 5 кГц, согласно приведенным временным диаграммам отношение длительности импульса к периоду повторения составляло 50 %, а отношение амплитуды второй фазы к амплитуде первой фазы, не зависящее от сопротивления нагрузки, было около 0,33. Этот импульс эквивалентен импульсу дефибриллятора «FRED», выпускавшегося фирмой «Schiller Medical» (Франция) [6]. В патентах [2], [3] также приводятся данные экспериментов на животных, показывающие более высокую энергетическую эффективность модулированных биполярных импульсов дефибрилляции по сравнению с немодулированными монополярными и биполярными импульсами. Публикация 2001 года вносит ясность, что подразумевалось под вышеупомянутыми монополярным, биполярным немодулированным и биполярным модулированным дефибрилляционными импульсами [7]. Монополярный импульс генерировался дефибриллятором фирмы «Hellige» (Германия), а биполярные импульсы – экспериментальным дефибриллятором «Defigard 3002A» фирмы «Bruker-Medical» (Франция). Этот же экспериментальный дефибриллятор фигурирует в публикации