

DOI: 10.17725/rensit.2023.15.401

Шумоподавление сигнала ЭКГ путем оптимизации вейвлет-фильтрации и уровня разложения сигнала

Анас Фуад Ахмед

Университет Аль-Иракия, факультет электротехники, <https://en.aliraqia.edu.iq/>

Аль-Адхмия - Хайба Хатон, 6029, Багдад, Ирак

E-mail: anasfuad33eng@yahoo.com

Али Расим Ибрагим

Университетский колледж Алсалама, <https://alsalam.edu.iq/en/>

Багдад - Сидия, Ирак

E-mail: ali.r.ibrahim@alsalam.edu.iq

Мэй Хатем Абуд

Университет Аль-Иракия, факультет компьютерной инженерии, <https://en.aliraqia.edu.iq/>

Аль-Адхмия - Хайба Хатон, 6029, Багдад, Ирак

E-mail: may.battim@gmail.com

Поступила 28.03.2023, рецензирована 28.04.2023, принята 05.05.2023, опубликована 06.12.2023.

Представлена действительным членом РАЕН В.А. Черепениным

Аннотация: Процесс шумоподавления представляет собой один из наиболее важных этапов предварительной обработки сигнала ЭКГ и помогает специалисту поставить правильный диагноз пациенту. В работе выбраны пять вейвлет-фильтров WF, наиболее близких по морфологии к паттерну сигнала ЭКГ, и проанализированы их характеристики при различных уровнях шума и числа разложений No.Dec для определения среди них оптимальных для задачи шумоподавления. Это фильтры Daubechies 4 (DB4), Daubechies 6 (DB6), Coiflet 4 (Coif4), Symlet 6 (Sym6) и Symlet 8 (Sym8). Результаты стандартных сигналов ЭКГ (загруженных из MIT-BIH) показали, что фильтр DB6 с четырьмя уровнями разложения является оптимальным для удаления шумов сигнала ЭКГ по трем метрикам: среднеквадратическая ошибка (MSE), выходной сигнал коэффициента шума (SNRo) и индекс коэффициента корреляции (CCI). Кроме того, в предлагаемом методе сформулировано простое и эффективное пороговое правило. Предложенный подход был успешно применен для снижения шума сигналов ЭКГ, регистрируемых с помощью предложенной простой электронной схемы. Показано, что производительность введенной схемы очень близка к производительности стандартного оборудования для ЭКГ "Biocare iE300".

Ключевые слова: ЭКГ, шумоподавление, вейвлет-фильтр, порог

УДК 53.047:57(075.8)

Для цитирования: Анас Фуад Ахмед, Али Расим Ибрагим, Мэй Хатем Абуд. Шумоподавление сигнала ЭКГ путем оптимизации вейвлет-фильтрации и уровня разложения сигнала. *РЭНСИТ: Радиоэлектроника. Наносистемы. Информационные технологии*, 2023, 15(4):401-410. DOI: 10.17725/rensit.2023.15.401.

Toward an Optimal Wavelet Filter and Decomposition Level for Noise Elimination of the ECG Signal

Anas Fouad Ahmed

Al-Iraqia University, <https://en.aliraqia.edu.iq/>

Al Adhмия - Haiba Khaton, 6029, Baghdad, Iraq

E-mail: anasfuad33eng@yahoo.com

Ali Rasim Ibrahim

Alsalam University College, <https://alsalam.edu.iq/en/>

Baghdad - Sidiya, Iraq

E-mail: ali.r.ibrahim@alsalam.edu.iq

May Hatem Abood

Al-Iraqia University, Computer Engineering Department, <https://en.aliraqia.edu.iq/>

Al Adhmia - Haiba Khaton, 6029, Baghdad, Iraq

E-mail: may.hattim@gmail.com

Received March 28, 2023, peer-reviewed April 28, 2023, accepted May 05, 2023, published December 06, 2023.

Abstract: The denoising process represents one of the most important preprocessing steps for Electrocardiogram (ECG) signal processing and assists the specialist in making the right diagnosis for the patient. Five wavelet filters (WFs) closest in morphology to the pattern of the ECG signal were nominated, and their performances were analyzed at different noise, and number of decomposition (No. Dec) levels to determine the optimum, among them for noise reduction task. These Filters are Daubechies 4 (DB4), Daubechies 6 (DB6), Coiflet 4 (Coif4), Symlet 6 (Sym6) and Symlet 8 (Sym8). The results of the standard ECG signals (downloaded from MIT-BIH) revealed that the DB6 filter with four decomposition levels is optimal for removing noise of the ECG signal in terms of three metrics "Mean Square Error" (MSE), "Output Signal to Noise Ratio" (SNRo), and "Correlation Coefficient Index" (CCI). In addition, a simple and efficient threshold rule was adapted to be used in the proposed method. The suggested approach was successfully applied to reduce the noise of the ECG signals recorded using a simple proposed electronic circuit. Finally, the performance of the introduced scheme was compared with that of the standard ECG equipment, the "Biocare iE300", and the outcomes were very close.

Keywords: electrocardiogram, noise elimination, wavelet filter, thresholding

UDC 53.047:57(075.8)

For citation: Anas Fouad Ahmed, Ali Rasim Ibrahim, May Hatem Abood. Toward an Optimal Wavelet Filter and Decomposition Level for Noise Elimination of the ECG Signal. *RENSIT: Radioelectronics. Nanosystems. Information Technologies*, 2023, 15(4):401-410e. DOI: 10.17725/rensit.2023.15.401.

СОДЕРЖАНИЕ

1. ВВЕДЕНИЕ (402)
2. КРАТКИЙ ОБЗОР ФИЛЬТРАЦИИ НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТА (403)
3. ПРЕДЛАГАЕМЫЙ ПОДХОД (404)
 - 3.1. ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ЭТАП (404)
 - 3.2. ЭТАП ПРОВЕРКИ (405)
4. РЕЗУЛЬТАТЫ И ДИСКУССИЯ (399)
5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ (409)

ЛИТЕРАТУРА (409)**1. ВВЕДЕНИЕ**

Электрокардиограмма (ЭКГ) – это графическое измерение электрической активности сердца, которое указывает на текущее состояние здоровья [1,2]. Поэтому она широко используется для диагностики

сердечно-сосудистых заболеваний [3-6]. Традиционная форма сигнала ЭКГ с ее наиболее важными отличительными точками показана на **Рис. 1**. Шумоподавление

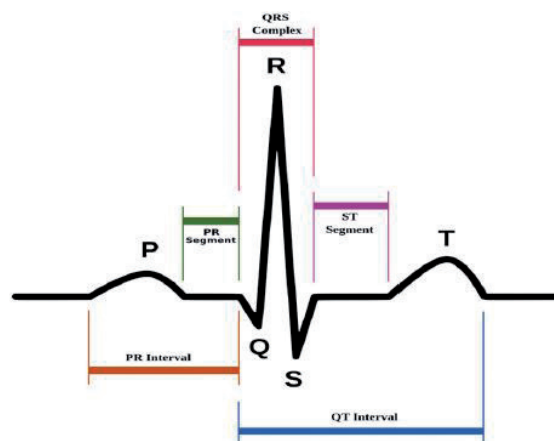


Рис. 1. Основные компоненты типичной электрокардиограммы.

является одним из ключевых процессов, возникающих при анализе сердцебиения. Уровень шума невелик в случаях релаксации и становится высоким, когда человек находится в состоянии стресса, что затрудняет извлечение клинической информации [7,8].

Во время регистрации и передачи ЭКГ ее сигнал загрязняют различные типы шумов, такие, как смещение электрода (EM), дрейф базовой линии (BL), перекрестные помехи линии питания (PL), плохой контакт электрода (BE), несоответствующие обстоятельства измерения (IM), сигналы электромиографии (ЭМГ) [9,10]. Большинство вышеупомянутых типов шумов можно легко отбросить с помощью обычных фильтров, но извлечение чистого сердцебиения из сигнала ЭКГ, искаженного "аддитивным белым гауссовским шумом" (additive white Gaussian noise, AWGN), остается критической проблемой [11]. Несмотря на многочисленные работы в этом направлении, существует множество медицинских приложений, которым требуется надежная обработка сигналов для эффективного извлечения клинических данных. Имеются различные подходы к улучшению отношения сигнал-шум (Signal to Noise Ratio, SNR) зашумленных сигналов ЭКГ [12-16]. Стратегии, основанные на вейвлет-преобразовании (wavelet transformation, WT), превзошли другие, потому что они показали хорошую и стабильную производительность в подавлении шума и высокую точность обнаружения [17-20]. Тем не менее, каковы оптимальные вейвлет-фильтры и уровни разложения (Wavelet Filters and No. Dec) для выполнения этих задач, остается актуальным вопросом, поскольку это зависит от типа и цели указанного приложения.

В настоящей работе предпринята попытка ответить на вышеупомянутый вопрос, в частности, в области шумоподавления – удаления шума из сигнала ЭКГ с использованием эффективной методологии и всестороннего анализа для

определения оптимальных WF и уровней No. Dec. Кроме того, представлена простая и эффективная пороговая обработка сигнала. Наконец, проверка надежности и устойчивости предложенной схемы шумоподавления была проведена с использованием простой недорогой системы регистрации ЭКГ и стандартного оборудования для ЭКГ "Biocare iE300".

2. КРАТКИЙ ОБЗОР ФИЛЬТРАЦИИ НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТА

Целью метода вейвлет-фильтрации является устранение AWGN $c(t)$ и получение информационного сигнала $b(t)$. Идея описана уравнением [22]:

$$f(t) = b(t) + c(t). \quad (1)$$

Вейвлет-преобразование WT представляет собой эффективную схему с отличным частотно-временным разрешением и идеально подходит для сигналов нестационарной природы, таких как ЭКГ [3]. WT делит сигнал ЭКГ на коэффициенты детализации (Dc) и коэффициенты аппроксимации (Ac), которые можно сформулировать следующим образом [3]:

$$Dc[k] = \sum_{s=-\infty}^{\infty} f(s)H(2k-s), \quad (2)$$

$$Ac[k] = \sum_{s=-\infty}^{\infty} f(s)L(2k-s), \quad (3)$$

где: s – точка данных выборки; k – количество образцов; $f(s)$ – загрязненный шумом сигнал; $H(2k-s)$ и $L(2k-s)$ – это фильтры верхних и нижних частот, которые меняются в зависимости от типа вейвлет-функции [3]. WT позволяет выделить конкретную полосу частот из сигнала. **Рис. 2** демонстрирует три уровня разложения на Ac и Dc.

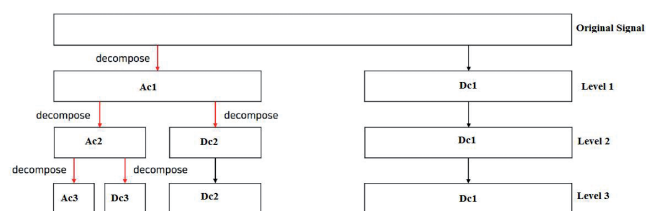


Рис. 2. Схема трехуровневой декомпозиции.

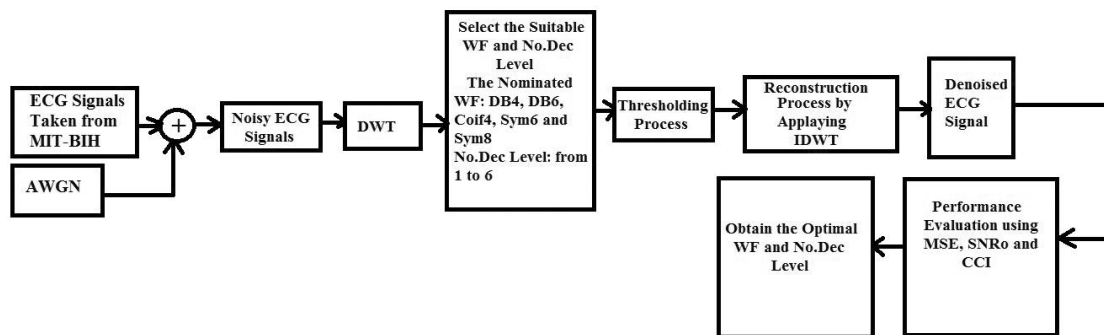


Рис. 3. Блок-схема исследовательского этапа.

Вейвлет-фильтр WF состоит из масштабированной и расширенной парадигмы масштабирующей функции $\alpha(j)$ и вейвлет-функции $\beta(j)$ [23]. Коэффициенты нижних частот и коэффициенты верхних частот связаны с $\alpha(j)$ и $\beta(j)$ соответственно, как показано в уравнениях (4)-(6) [23]:

$$L(H) = (-1)^k H(1-k), \quad (4)$$

$$\alpha(2j-k) \rightarrow \alpha(j) = \sum_k H(k)\sqrt{2}, \quad (5)$$

$$\beta(2j-k) \rightarrow \beta(j) = \sum_k L(k)\sqrt{2}. \quad (6)$$

Фильтры верхних и нижних частот являются характерными параметрами для каждого WF. Следовательно, указание уровня WF и No. Dec оказывает существенное влияние на производительность процесса шумоподавления.

3. ПРЕДЛАГАЕМЫЙ ПОДХОД

Предлагаемый подход включает две фазы: исследовательскую фазу, основанную на реальных стандартных сигналах ЭКГ, взятых из лабораторий Массачусетского технологического института и Beth Israel Hospital (MIT-BIH) [24], и верификационную фазу, основанную на сигналах ЭКГ, записанных с использованием предлагаемой конструктивно простой и недорогой системы сбора данных (Low-cost Acquisition system, SLA) и сигналов ЭКГ, полученных с использованием стандартного оборудования для ЭКГ «Biocare iE30».

3.1. ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ЭТАП

На этом этапе необходимо ответить на следующие вопросы: 1) каков оптимальный WF и 2) каков оптимальный уровень разложения

сигнала ЭКГ No. Dec для минимизации его шума. Этапы исследовательской фазы показаны на Рис. 3. Были использованы реальные стандартные сигналы ЭКГ (46 записей) из MIT-BIH, и к ним был добавлен AWGN для получения зашумленных сигналов ЭКГ. Три уровня AWGN (15 дБ, 20 дБ и 25 дБ) были сгенерированы и добавлены к исходным сигналам с использованием программы MATLAB. После этого к зашумленным сигналам ЭКГ применялось дискретное вейвлет-преобразование (ДВП). Пять фильтров, паттерн которых наиболее близок к морфологии сигнала ЭКГ, были номинированы, чтобы соревноваться друг с другом в поиске оптимального для процесса фильтрации сигналов ЭКГ.

Чтобы получить идеальную реконструкцию (насколько это возможно), исследовались только ортогональные фильтры: свойство ортогональности позволяет проводить недорогие вычисления. Для достижения вышеупомянутых факторов были исследованы следующие фильтры (как показано на Рис. 4): DB4, DB6, Coif4, Sym6 и Sym8. Уровни No. Dec варьировались от 1 до 6. На каждом уровне тестируемый сигнал



Рис. 4. Паттерны номинированных вейвлетов.

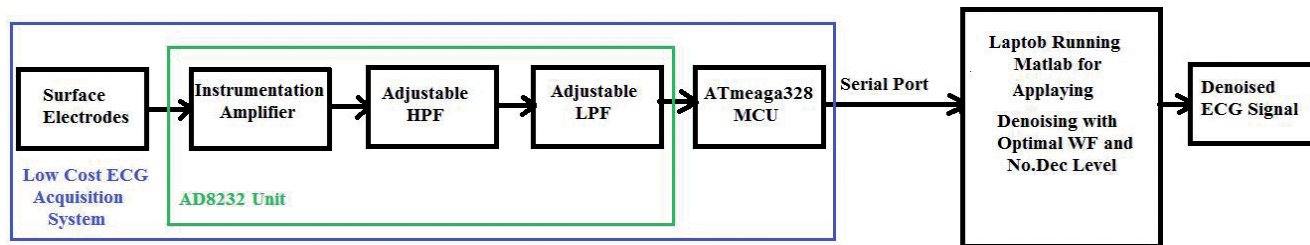


Рис. 5. Блок-схема SLA.

подвергается набору фильтров, как описано в разделе 2.

Следующим шагом является процесс пороговой обработки. Существует две основные методологии определения порога: мягкое определение порога (S_{th}) и жесткое определение порога (H_{th}). Во многих работах [11,25,26,27] доказано преимущество S_{th} в получении более гладкого сигнала, в отличие от H_{th} , вызывающего разрывы в сигнале. Следовательно, в данной работе используется S_{th} , определенный в уравнении [28]:

$$S_{th}(D_c) = \text{sign}(D_c)(|D_c| - t_h) \text{ for } |D_c| > t_h, \quad (7)$$

and 0 for $|D_c| \leq t_h$,

где t_h – пороговое значение.

В литературе предлагались различные схемы определения порога [14 и 29]. Универсальный подход (данный в уравнении (8)) был использован в этом исследовании из-за простоты его вычислений и его надежной работы [22,27].

$$t_h = ESD \sqrt{2 \log(\text{No.Samples})}, \quad (8)$$

$$ESD = MAD(D_c) / 0.6745,$$

где ESD – оценка стандартного отклонения шума; MAD (D_c) — среднее абсолютное отклонение для D_c WT.

За процессом пороговой обработки следует процесс реконструкции, обратное дискретное вейвлет-преобразование, после чего получается сигнал ЭКГ с пониженным шумом.

Наконец, производительность была количественно оценена с использованием отношения сигнал-шум (SNR), среднеквадратической ошибки (mean square error, MSE) и индекса межканальных помех

(cross-correlation index, CCI). Уровни WF и No. Dec, которые удовлетворяли самым высоким SNR, CCI и самой низкой MSE, были определены как оптимальные.

3.2. ЭТАП ПРОВЕРКИ

Этот этап включает разработку системы сбора данных, SLA. Конструкция SLA состоит из трех блоков: поверхностных электродов, которые размещаются на груди человека для записи сигналов, AD8232 и микроконтроллера ATmega328, как показано на Рис. 5. Блок AD8232 включает в себя три компонента: Инструментальный усилитель (IA) для усиление сигнала, регулируемый HPF для подавления артефактов движения и регулируемый LPF для подавления линейных помех. На плате ATmega328 установлен кварцевый 16 МГц и 10-битный АЦП. $f_s = 360$ Гц. Компьютер, на котором работает MATLAB R2020a, получает цифровые сигналы через порт USB. Зарегистрировано 20 сигналов (10 от мужчин и 10 от женщин). На Рис. 6 показан процесс сбора ЭКГ

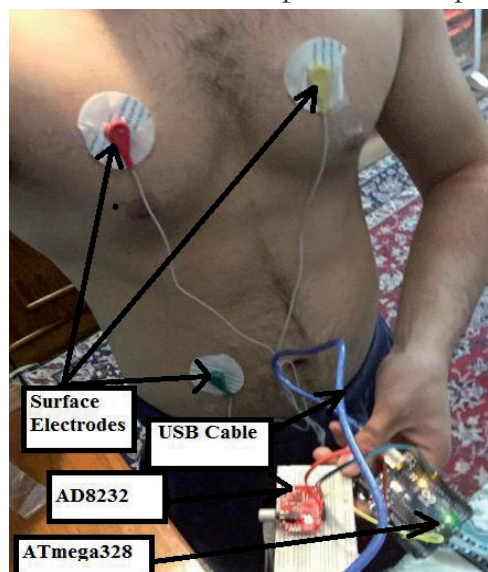


Рис. 6. Запись ЭКГ.

здорового мужчины. В программе MATLAB 2020a реализована схема шумоподавления с оптимальными уровнями WF и No. Dec.

4. РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Тремя основными оценочными показателями для определения оптимальных уровней WF и No. Dec являются MSE, SNRo и CCI, которые оцениваются по уравнениям (9), (10) и (11) соответственно [2,22]:

$$MSE = \sum_{p=1}^z \frac{1}{z} (v(p) - v^-(p))^2, \quad (9)$$

$$SNR = 10 \log \left(\frac{\sum_{p=1}^z (v(p))^2}{\sum_{p=1}^z (v(p) - v^-(p))^2} \right), \quad (10)$$

$$CCL = \frac{\sum_{p=1}^z (v(p) - \text{mean}[v(p)])(v^-(p) - \text{mean}[v^-(p)])}{\sqrt{\sum_{p=1}^z (v(p) - \text{mean}[v(p)])^2 (v^-(p) - \text{mean}[v^-(p)])^2}}, \quad (11)$$

где $v(p)$ – исходный сигнал; $v^-(p)$ – шумоподавленный (отфильтрованный сигнал).

Table 1

The performance of the DB4 WF

Wavelet Filter: DB4								
AWGN with SNR=15 dB			AWGN with SNR=20 dB			AWGN with SNR=25 dB		
No. De composition Level	MSE	SNRo (db)	No. De composition Level	MSE	SNRo (db)	No. De composition Level	MSE	SNRo (db)
1	0.1339	17.4668	1	0.0862	21.2932	1	0.0620	24.1475
2	0.1307	17.6727	2	0.0713	22.9378	2	0.0417	27.5974
3	0.1117	19.0418	3	0.0712	22.9454	3	0.0411	27.7129
4	0.1032	19.7304	4	0.0634	23.9631	4	0.0482	26.3364
5	0.1495	16.5063	5	0.1050	19.5767	5	0.0860	21.3083
6	0.1861	14.6066	6	0.1545	16.2236	6	0.1421	16.9466

Table 2

The performance of the DB6 WF

Wavelet Filter: DB6								
AWGN with SNR=15 dB			AWGN with SNR=20 dB			AWGN with SNR=25 dB		
No. De composition Level	MSE	SNRo (db)	No. De composition Level	MSE	SNRo (db)	No. De composition Level	MSE	SNRo (db)
1	0.1248	18.0727	1	0.0803	21.9010	1	0.0674	23.4212
2	0.1232	18.1856	2	0.0670	23.4787	2	0.0494	26.1263
3	0.1042	19.6429	3	0.0597	24.4772	3	0.0389	28.2014
4	0.0929	20.6392	4	0.0535	25.4364	4	0.0403	27.8944
5	0.1856	14.6266	5	0.1480	16.5951	5	0.1375	17.2360
6	0.1999	13.9816	6	0.1670	15.5467	6	0.1579	16.0349

Table 3

The performance of the Coif4 WF

Wavelet Filter: Coif4								
AWGN with SNR=15 dB			AWGN with SNR=20 dB			AWGN with SNR=25 dB		
No. De composition Level	MSE	SNRo (db)	No. De composition Level	MSE	SNRo (db)	No. De composition Level	MSE	SNRo (db)
1	0.1265	17.9599	1	0.0877	21.1427	1	0.0496	26.0950
2	0.1155	18.7516	2	0.0743	22.5788	2	0.0416	27.6133
3	0.1096	19.2016	3	0.0702	23.0692	3	0.0406	27.8317
4	0.0997	20.0242	4	0.0618	24.1855	4	0.0406	26.8911
5	0.1353	17.3728	5	0.1148	18.8027	5	0.0895	20.9625
6	0.1503	16.4603	6	0.1377	17.2243	6	0.1116	19.0493

Table 4

The performance of the Sym6 WF

Wavelet Filter: Sym6								
AWGN with SNR=15 dB			AWGN with SNR=20 dB			AWGN with SNR=25 dB		
No. De composition Level	MSE	SNRo (db)	No. De composition Level	MSE	SNRo (db)	No. De composition Level	MSE	SNRo (db)
1	0.1258	18.0030	1	0.0894	20.9767	1	0.0634	23.9532
2	0.1186	18.5218	2	0.0776	22.2000	2	0.0502	25.9825
3	0.1065	19.4558	3	0.0732	22.7065	3	0.0413	27.8049
4	0.1004	19.9659	4	0.0653	23.6982	4	0.0407	27.6891
5	0.1347	17.4149	5	0.1111	19.0896	5	0.0927	20.6600
6	0.1517	16.3785	6	0.1357	17.3506	6	0.1205	18.3783

Table 5

The performance of the Sym8 WF

Wavelet Filter: Sym8								
AWGN with SNR=15 dB			AWGN with SNR=20 dB			AWGN with SNR=25 dB		
No. De composition Level	MSE	SNRo (db)	No. De composition Level	MSE	SNRo (db)	No. De composition Level	MSE	SNRo (db)
1	0.1339	17.4668	1	0.0902	20.8939	1	0.0658	23.6371
2	0.1307	17.6727	2	0.0739	22.6253	2	0.0514	25.7737
3	0.1117	19.0418	3	0.0714	22.9212	3	0.0406	27.8189
4	0.1032	19.7304	4	0.0600	24.4331	4	0.0414	27.6697
5	0.1495	16.5063	5	0.1164	18.6835	5	0.0988	20.1048
6	0.1861	14.6066	6	0.1440	16.8333	6	0.1267	17.9459

Совокупные средние результаты для каждого WF на разных уровнях AWGN с различными уровнями No. Dec показаны в Таблицах 1-5.

В общем, для каждого WF четвертый уровень разложения дает оптимальные результаты в средах с очень высоким уровнем шума (AWGN с SNR = 15 дБ) и высоким уровнем шума (AWGN с SNR = 20 дБ), в то время как третий уровень разложения

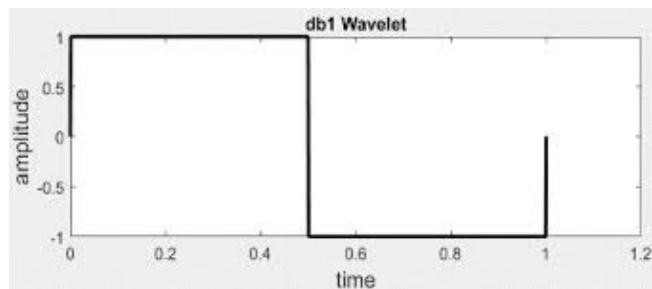


Рис. 7. Фильтр DB1 (Haar).

демонстрирует наилучшие результаты для среды со средним уровнем шума (AWGN с SNR = 25 дБ).

Оптимальным фильтром явился DB6. Здесь стоит отметить, что WF были тщательно номинированы (как упоминалось в разделе 3.1) для оптимизации процесса фильтрации; другими словами, все ВФ имеют хорошие и довольно близкие характеристики, и исследование направлено на поиск оптимального ВФ.

Мудрый выбор для грантополучателей WF, получающих реконструкцию хорошего качества, например, выбор DB1 (Haar) считается плохим решением, потому что его форма (как показано на Рис. 7) очень отличается от ЭКГ и, следовательно, хуже (большая часть клинической информации потеряна), как показано на Рис. 8.

Поскольку разница между третьим и четвертым уровнями для условий среднего шума незначительна, мы пришли к выводу, что уровень No. Dec = 4 в целом оптимален для всех шумовых сред. Чтобы улучшить полученные результаты с точки зрения MSE и SNR_o, для каждого WF была определена

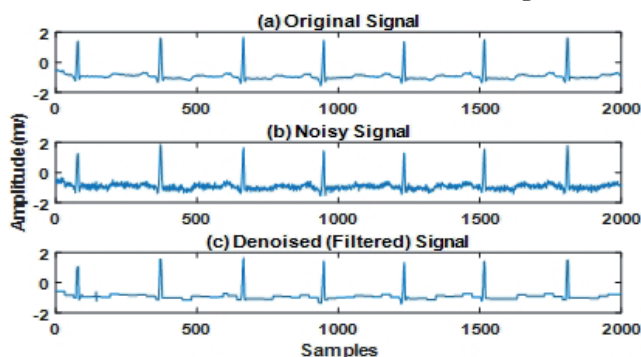


Рис. 8. ЭКГ с шумоподавлением с использованием DB1 WF с No. Dec level = 4 в среде с высоким уровнем шума.

Table 6
The average performance of the nominated WFs in terms of CCI at all noise environments with No. Dec level = 4

Wavelet Filter (WF)	Correlation Coefficient Index (CCI)
DB4	0.9829
DB6	0.9847
Coif4	0.9832
Sym6	0.9827
Sym8	0.9840

третья оценочная метрика (CCI), которая давала такое же указание. Поскольку это согласуется с результатами MSE и SNR_o, а также во избежание чрезмерности результатов, в Таблице 6 показаны только случаи с уровнем No. Dec = 4. Ссылаясь на достижение WF, номинированного в этом исследовании, DB6 оценивается в первую очередь шумовой средой; например, в среде с высоким уровнем шума с уровнем No. Dec = 4 (MSE = 0.0535, SNR_o = 25.4364 дБ и CCI = 0.9847), за которым следует Sym8 (MSE = 0.0600, SNR_o = 24.4331 дБ и CCI = 0.9840),

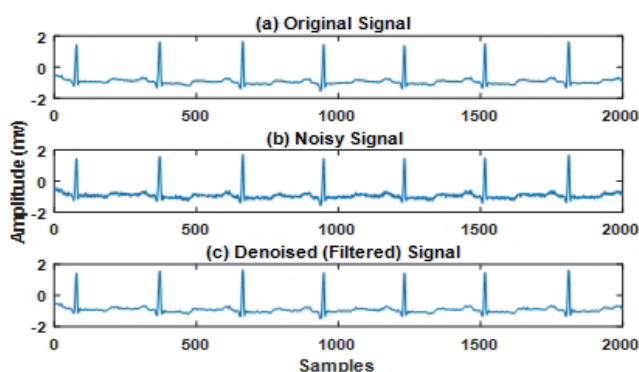


Рис. 9. Шумоподавление ЭКГ с использованием DB6 WF с No. Dec level = 4 в условиях среднего шума.

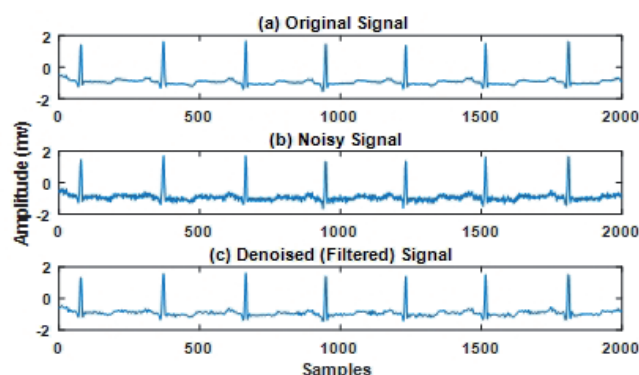


Рис. 10. Уменьшение шума ЭКГ с использованием DB6 WF с No. Dec level = 4 в среде с высоким уровнем шума.

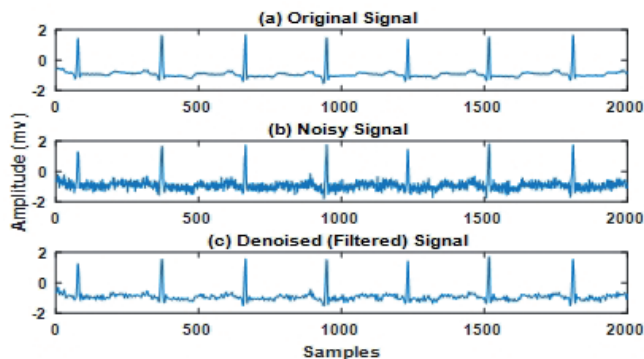


Рис. 11. Уменьшение шума ЭКГ с использованием DB6 WF с No. Dec level = 4 в среде с очень высоким уровнем шума.

затем Coif4 (MSE = 0.0618, SNR₀ = 24.1855 дБ и CCI = 0.9832), DB4 (MSE = 0.0634, SNR₀ = 23.9631 дБ и CCI = 0.9829) и, наконец, Sym6 (MSE = 0.0653, SNR₀ = 23.6982 дБ, CCI = 0.9827). Подробные средние результаты представлены в Таблицах 1-6.

На **Рисунках 9-11** показано достижение шумоподавления ЭКГ с помощью DB6 в различных шумовых условиях.

После проведения нескольких экспериментов уравнение (8) было преобразовано с сохранением его простоты и улучшением результатов. Улучшенное пороговое уравнение ($Th_{m,n}$) определено в уравнении (12):

$$Th_{m,n} = 0.75 \left(\frac{M}{N} \right) \frac{ESD_n \cdot \sqrt{2 \log(No.Samples)}}{O_{m,n} + i}, \quad (12)$$

$$n = 1, 2, \dots, m,$$

где: $O_{m,n} = 2^{M-(N/M)}$, M – наибольший уровень разложения, а N – уровень, на котором выполняется процесс пороговой обработки.

В этой статье вводится поправочный коэффициент (M/N). Поправочный коэффициент M/N постепенно уменьшается в ответ на повышение уровней No. Dec. Этот фактор подчеркивает эффект более низких уровней, которые являются преимущественными в сигнале ЭКГ, максимизируя его значение на более низких уровнях. Более того, с учетом этого фактора самое точное значение параметра настройки (i) может улучшить характеристики фильтра;

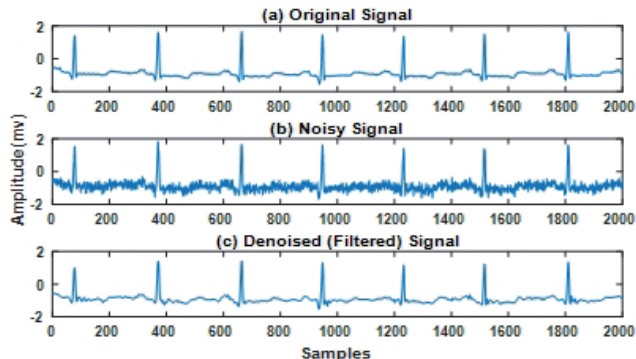


Рис. 12. Шумоподавление ЭКГ с использованием DB6 WF с No. Dec level = 4 с использованием $Th_{m,n}$ в среде с очень высоким уровнем шума.

это гарантирует более эффективную фильтрацию. Например, достижения DB6 с уровнем No. Dec = 4 с использованием $Th_{m,n}$ в среде с очень высоким уровнем шума составляют MSE = 0.0502, SNR₀ = 24.9810 дБ и CCI = 0.9861. На **Рис. 12** видно, что процесс фильтрации с использованием $Th_{m,n}$ более плавный, а сигнал восстанавливается с меньшим шумом, что делает его ближе к исходному сигналу.

Основываясь на вышеупомянутом анализе и результатах этапа исследования, к реальным сигналам ЭКГ, которые были записаны SLA, который был разработан на этапе проверки, был применен подход к шумоподавлению с использованием DB6-WF с уровнем No. Dec = 4. Были получены отличные результаты, и это отражает эффективность предложенной схемы в минимизации шума сигналов ЭКГ.

На **Рис. 13** показан пример применения этого подхода к сигналу ЭКГ, записанному

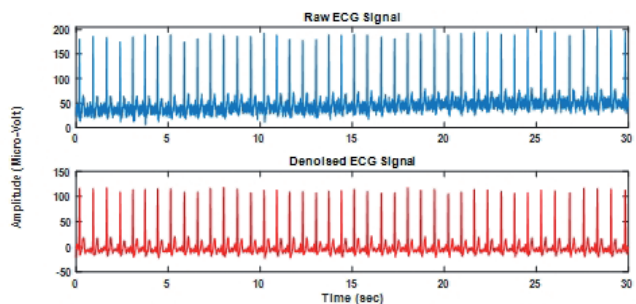


Рис. 13. Пример сигнала ЭКГ с шумоподавлением, захваченного SLA с использованием DB6 WF с уровнем No. Dec = 4 и $h_{m,n}$.

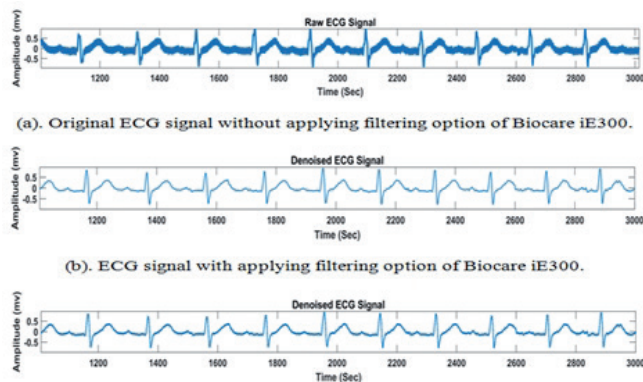


Рис. 14. Пример сравнения визуальных характеристик между *Biocare iE300* и предлагаемым методом.

у молодого мужчины. Для дополнительной проверки надежности представленного метода шумоподавления было собрано двадцать сигналов ЭКГ с использованием стандартного оборудования для ЭКГ (*Biocare iE300*, спецификации в [30]). Собранные сигналы сохранялись (с фильтрацией и без) на флэш-память USB, а затем экспортировались в MATLAB R2020a. Производительность предлагаемого метода шумоподавления близка к производительности *Biocare iE300*, как показано на **Рис. 14**.

5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Шум, искажающий сигнал ЭКГ во время его записи или передачи, является неизбежной дилеммой. В этой статье предложена методология, основанная на вейвлет-преобразовании для устранения шума сигналов ЭКГ путем выбора наиболее подходящих вейвлет-фильтров и уровней No. Dec. Кроме того, простая и эффективная схема вычисления порога была адаптирована для оптимизации процесса шумоподавления. Результаты показали, что оптимальным WF является DB6 с четырьмя уровнями разложения как для стандартных сигналов ЭКГ, взятых из MIT-BIH, так и для сигналов ЭКГ, записанных с использованием предложенного SLA и стандартного оборудования для ЭКГ «*Biocare iE300*». Отфильтрованный

сигнал сохраняет важные характеристики, которые можно эффективно использовать для медицинских диагностических задач.

ЛИТЕРАТУРА

1. Ertuğrul ÖF, Acar E, Aldemir E, Öztekin A. Automatic diagnosis of cardiovascular disorders by sub images of the ECG signal using multi-feature extraction methods and randomized neural network. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2022, 64:102260.
2. Liu B, Li Y. ECG signal denoising based on similar segments cooperative filtering. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2021, 68:102751.
3. Jang YI, Sim JY, Yang J-R, Kwon NK. The Optimal Selection of Mother Wavelet Function and Decomposition Level for Denoising of DCG Signal. *Sensors*, 2021, 21(5):1851.
4. Ali AM, Ahmed AF, Najim AH. Efficient and Effective Scheme for ECG Compression. *IEEE Xplore*, Nov. 01, 2020.
5. Rodríguez R, Mexicano A, Bila J, Cervantes S, Ponce R. Feature Extraction of Electrocardiogram Signals by Applying Adaptive Threshold and Principal Component Analysis. *Journal of Applied Research and Technology*, 2015, 13(2):261-269.
6. Yang T, Gregg RE, Babaeizadeh S. Big data reveals insights for lead importance in ECG interpretation. *Journal of Electrocardiology*, 2021.
7. Jonkman AH, Juffermans R, Doorduyn J, Heunks LMA, Harlaar J. Estimated ECG Subtraction method for removing ECG artifacts in esophageal recordings of diaphragm EMG. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2021, 69:102861.
8. Xu B, Liu R, Shu M, Shang X, Wang Y. An ECG Denoising Method Based on the Generative Adversarial Residual Network. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2022, 2021:e5527904.
9. Kumar P, Sharma VK. Detection and classification of ECG noises using decomposition on mixed codebook for quality analysis. *Healthcare Technology Letters*, 2020, 7(1):18-24.
10. Chatterjee S, Thakur RS, Yadav RN, Gupta L, Raghuvanshi DK. Review of noise removal techniques in ECG signals. *IET Signal Processing*, 2020, 14(9):569-590.

11. Zhang D et al. An ECG Signal De-Noising Approach Based on Wavelet Energy and Sub-Band Smoothing Filter. *Applied Sciences*, 2019, 9(22):4968.
12. AlMahamdy M, Riley HB. Performance Study of Different Denoising Methods for ECG Signals. *Procedia Computer Science*, 2014, 37:325-332.
13. Alickovic E, Babic Z. The effect of denoising on classification of ECG signals. *IEEE Xplore*, Oct. 01, 2015.
14. El B'charri O, Latif R, Elmansouri K, Abenaou A, Jenkal W. ECG signal performance de-noising assessment based on threshold tuning of dual-tree wavelet transform. *BioMedical Engineering OnLine*, 2017, 16(1).
15. Roy S, Chandra A. A new method for denoising ECG signal using sharp cut-off FIR filter. *IEEE Xplore*, Mar. 01, 2018.
16. Sraitih M, Jabrane Y. A denoising performance comparison based on ECG Signal Decomposition and local means filtering. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2022, 69:102903.
17. Malik SA, Parah SA, Aljuaid H, Malik BA. An Iterative Filtering Based ECG Denoising Using Lifting Wavelet Transform Technique. *Electronics*, 2023, 12(2):387.
18. de Oliveira BR, Duarte MAQ, de Abreu CCE, Vieira Filho J. A wavelet-based method for power-line interference removal in ECG signals. *Research on Biomedical Engineering*, 2018, 34(1):73-86.
19. Kumar A, Komaragiri R, Kumar M. Design of wavelet transform based electrocardiogram monitoring system. *ISA Transactions*, 2018, 80:381-398.
20. Dwivedi AK, Ranjan H, Menon A, Periasamy P. Noise Reduction in ECG Signal Using Combined Ensemble Empirical Mode Decomposition Method with Stationary Wavelet Transform. *Circuits, Systems, and Signal Processing*, Jul. 2020.
21. T.R and V.B. A novel ECG signal compression using wavelet and discrete anamorphic stretch transforms. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2022, p. 102773.
22. Zhang M, Wei G. An integrated EMD adaptive threshold denoising method for reduction of noise in ECG. *PLOS ONE*, 2020, 15(7):e0235330.
23. Mallat SG. A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1989, 11(7):674-693.
24. <https://physionet.org/content/mitdb/1.0.0>.
25. He H, Wang Z, Tan Y. Noise reduction of ECG signals through genetic optimized wavelet threshold filtering. *IEEE Xplore*, Jun. 01, 2015.
26. Phinyomark A, Limsakul C, Phukpattaranont P. A Comparative Study of Wavelet Denoising for Multifunction Myoelectric Control. *IEEE Xplore*, Mar. 01, 2009.
27. Abbas EI, Rijab KSh, Fuad Ahmed A. Optimal Wavelet Filter for De-noising Surface Electromyographic Signal Captured From Biceps Brachii Muscle. *Engineering and Technology Journal*, 2015, 33(1):198-207.
28. Donoho DL. De-noising by soft-thresholding. *IEEE Transactions on Information Theory*, 1995, 41(3):613-627.
29. Wang L, Sun W, Chen Y, Li P, Zhao L. Wavelet Transform Based ECG Denoising Using Adaptive Thresholding. *Proceedings of the 2018 7th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Science - ICBBS'18*, 2018.
30. <https://www.biocare.com.cn/html/en/Products/ECG/2015/1210/486.html>.

Анас Фуад Ахмед

доцент

Университет Аль-Иракия, факультет электротехники

Аль-Адхмия-Хайба Хатон, 6029, Багдад, Ирак

E-mail: anasfuad33eng@yahoo.com

Али Расим Ибрагим

доктор наук

Университетский колледж Альсалам

Багдад - Сидия, Ирак

E-mail: ali.r.ibrahim@alsalam.edu.iq

Мэй Хатем Абу

доцент

Университет Аль-Иракия, факультет компьютерной

инженерии

Аль-Адхмия-Хайба Хатон, 6029, Багдад, Ирак

E-mail: may.hattim@gmail.com.