

В. О. Устименко; Е. А. Клочко, к. т. н.; А. В. Бидун

ПОВЫШЕНИЕ КАЧЕСТВА ФИЛЬТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА С ПОМОЩЬЮ ФИЛЬТРА ВИНЕРА И ЧЕБЫШЕВА

В статье исследованы причины возникновения шумов в электрокардиограммах и недостатки фильтров верхних и нижних частот на примере портативного электрокардиографа. Предложено использование в электрокардиографе фильтров Винера и Чебышева. Показано, что качество фильтрации электрокардиосигнала с помощью фильтров Чебышева и Винера по сравнению с фильтрами верхних и нижних частот повысилась примерно в два раза.

Ключевые слова: кардиосигнал, обработка сигнала, шум, фильтрация.

Введение

Несмотря на бурное развитие медицины в течение последних двух веков, болезни сердца остаются наиболее частой причиной смерти в мире. В Украине ишемическая болезнь сердца занимает ведущие позиции в структуре причин смертности от заболеваний, поэтому важным является своевременное выявление проявлений возникновения этого заболевания на ранних этапах и контроль протекания в процессе лечения больного [1].

Важность диагностики сердечно-сосудистой системы человека с электрокардиосигналов (ЭКС) в течение длительного времени указывали такие исследователи, как Макаров Л. М., Недоступ А. В., Дабровски А., Dickinson P., Scott O. и другие [2].

Актуальной для современной диагностики по сей день остается проблема получения полной информации при регистрации биоэлектрических потенциалов. Выделение сигнала с зашумленной кардиограммы и повышение точности и достоверности регистрации параметров ЭКС приобретают все большее значение в сфере дистанционного консультирования пациента и постановки диагноза в режиме on-line. Распознавание информативных участков, конфигурации и временное положение ЭКС несет диагностическую информацию и может быть выполнено с использованием современных методов цифровой обработки сигналов [3].

Анализ литературных данных и постановка проблемы

Наиболее сложным вопросом является недостаточная достоверность и точность регистрации параметров электрокардиограммы сигналов для дальнейшей обработки, в частности информативных низкоамплитудных составляющих электрокардиограммы (ЭКГ), а также недостатки существующих методов обработки ЭКГ ВР.

Большинство медицинских сигналов имеет сложные частотно-временные характеристики. Как правило, такие сигналы состоят из близких по времени кратковременных высокочастотных компонент и долговременных, близких по частоте низкочастотных компонент. Для анализа таких сигналов нужен метод, способный обеспечить достаточное разрешение по частоте и времени. Первое нужно для локализации низкочастотных составляющих, второе – для выделения компонент высокой частоты.

На сигналы ЭКГ могут накладываться различного рода шумы и помехи. Основные источники шумов и помех это:

- влияние сетевых помех с частотой 50 Гц (или 60 Гц) и гармоник сетевого напряжения;
- влияние изменений параметров контакта электрода с кожей, что приводит к дрейфу постоянных составляющих;

- мышечные сокращения: на сигнал ЭКГ накладываются сигналы типа миограммы;
- дыхательные движения вызывают смещение постоянной составляющей;
- электромагнитные наводки от других электронных устройств, когда провода электродов ЭКГ играют роль антенн;
- высокочастотные шумы от других электронных устройств.

На сегодняшний день в функциональной диагностике все более широко применяют различные методы обработки электромиографии сигналов: линейный и нелинейный анализ, методы частотно-временного преобразования, спектральные методы и др. Первостепенное значение на стадии диагностики в кардиологии имеет фильтрация сигналов ритмов сердца. Для постановки правильного диагноза врачу необходимо получать данные от кардиографа, связанные только с активностью сердечных ритмов. После регистрации и дискретизации сигнала ЭКГ следующим этапом его обработки обычно является цифровая фильтрация. Это необходимо для повышения качества записи и угнетения различных шумов, связанных в основном с мышечным тремором, смещением электродов и электрическими помехами [4].

Цифровые фильтры, используемые в электрокардиографии, разделяют на три основные группы: нерекурсивные фильтры с конечной импульсной характеристикой (КИХ), рекурсивные фильтры с бесконечной импульсной характеристикой (БИХ), адаптивные фильтры, а также частотные фильтры, выполняющие фильтрацию сигнала в определенной области частот с использованием локального преобразования Фурье.

Цель и задачи исследования

Целью исследования является повышение точности и достоверности регистрации параметров ЭКС, увеличение качества обработки сигналов и улучшение качества фильтрации сигналов.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

- анализ существующих электрокардиографов и систем обработки биосигналов;
- разработку общей структурной схемы системы обработки ЭКС;
- моделирование биосигналов электрокардиографа в системе Matlab;
- исследование вредных воздействий на ЭКС и моделирования шума;
- разработка метода фильтрации ЭКС с помощью фильтров Винера и Чебышева.

Научная новизна полученных результатов:

- усовершенствованная методика обработки сигналов ЭКГ с помощью фильтров Чебышева и Винера;
- совершенствование портативных систем ЭКГ путем добавления фильтров Винера и Чебышева с целью более точной обработки ЭКГ и материальной экономии.

Фильтрация сигналов

Методы фильтрации основаны на использовании разницы свойств полезного сигнала и шумовой компоненты (помехи). Для различных видов биосигналов используют целый ряд алгоритмов и методов [5]. Все алгоритмы адаптируют под способ получения сигнала и его свойства.

Наиболее распространенные подходы обработки сигналов:

- синхронное усреднение или усреднение по ансамблю для многих реализаций;
- фильтрация по методу скользящего среднего;
- фильтрация в частотной области;
- оптимальная фильтрация (фильтрация по Винеру)
- адаптивная фильтрация;
- вейвлет-преобразования.

Термином «цифровой фильтр» называют аппаратную или программную реализацию математического алгоритма, входом которого является цифровой сигнал, а выходом – другой цифровой сигнал, форма, амплитудная и фазовая характеристики которого специальным образом модифицированы. В отличие от цифрового, аналоговый фильтр использует аналоговый сигнал, его свойства недискретные, а его передаточная функция соответственно зависит от внутренних свойств его составляющих. Основным преимуществом цифровых фильтров перед аналоговыми является возможность реализации сложных алгоритмов обработки сигналов, которые не могут быть созданы с помощью аналоговой техники, например, адаптивных алгоритмов, которые изменяются при изменении параметров сигнала входа.

Точность обработки сигнала цифровыми фильтрами определяют точностью выполняемых расчетов. Она может быть выше точности обработки сигнала в аналоговых фильтрах.

Итак, преимуществами цифровых фильтров перед аналоговыми являются:

- высокая точность (точность аналоговых фильтров ограничена допусками на элементы);
- передаточная функция не зависит от дрейфа характеристик элементов;
- гибкость настройки, легкость изменения;
- компактность.

Недостатками цифровых фильтров по сравнению с аналоговыми являются:

– сложность работы с высокочастотными сигналами. Полоса частот ограничена частотой Найквиста, равной половине частоты дискретизации сигнала. Поэтому для высокочастотных сигналов применяют аналоговые фильтры, или, если на высоких частотах нет полезного сигнала, сначала подавляют высокочастотные составляющие с помощью аналогового фильтра, затем обрабатывают сигнал цифровым фильтром;

– сложность работы в реальном времени: вычисления должны быть завершены в течение периода дискретизации.

Для большей точности и высокой скорости обработки сигналов нужен не только мощный процессор, но и дополнительное дорогостоящее аппаратное обеспечение в виде высокоточных и быстрых цифро-аналогового и аналого-цифрового преобразователей.

Добавление фильтров Винера и Чебышева в портативный электрокардиограф. Моделирование ЭКГ сигнала

В медицинской практике для диагностических целей и контроля функционального состояния пациентов широко используют аппаратуру, регистрирующую биомедицинские сигналы и определяющую их параметры в норме и при физиологических или патологических отклонениях от нормы. Чаще всего для регистрации биомедицинских сигналов используют электрографические методы, которые обеспечивают измерение и контроль биопотенциалов, возникающих естественно или под влиянием внешних факторов в различных участках и органах организма человека.

Снятие биопотенциалов производят с помощью электродов, которые устанавливают на поверхности тела или органов человека. Измеряют не абсолютный потенциал, а разность потенциалов между двумя точками поверхности, которая отражает ее биоэлектрическую активность и характер метаболических (обменных) процессов. Биопотенциалы используют для получения информации о состоянии и функционировании различных органов. К электрографическим методам относят электрокардиографию, реографию, электроэнцефалографию, электромиографию, электрогастрографию т. д. [6].

В электрокардиографии для получения, определения и анализа различных компонентов электрокардиограммы применяют различные методы обработки цифровых сигналов. Среди них техника вейвлет-преобразования дает многообещающие результаты в анализе частотно-временных характеристиках электрокардиограмм [7]. Классический подход в

электрокардиологии – это использование методик по анализу временной области сигнала, которые имеют разнообразные применения (стандартное ЭКГ-измерение, измерения частоты сердечных сокращений). Но измерения амплитуды и времени ЭКГ-компонент с помощью методов анализа временной области не всегда достаточны для описания всех особенностей ЭКГ-сигнала. Например, определение позднего потенциала, который находится в комплексе QRS, не может быть выполнено с использованием этих методов. В то же время анализ временной области частоты сердечных сокращений дает полную информацию о поведении RR-интервалов и парасимпатического влияния. Но симпатичное упорядочение не может быть оценено на основе измерения частоты сердечных сокращений во временной области. Таким образом, использование информации временной и частотной области вместе дает качественный результат [8].

Существуют одно- и многоканальные электрокардиографы (трех, шести и двенадцати каналов). Все они фиксируют показатели по 12-ти отводам. Отличие заключается в том, что для получения результата ЭКГ на одноканальном аппарате необходимо снимать 12 отводов по очереди. Это увеличивает время исследования, а также затраты сил специалиста.

Электрокардиографы бывают стационарными и портативными. Последние более компактны, их можно использовать в экстренных ситуациях, в машинах скорой помощи как для первичной, так и для более углубленной диагностики. Портативный кардиограф предназначен для регистрации электрической активности сердца (ЭКГ), он проводит первичный анализ полученных показателей в стандартных отведениях и может передавать информацию на расстояние для дальнейшей интерпретации.

Процесс анализа кардиосигнала условно можно разделить на две стадии: стадия предварительной обработки и стадия выделения признаков (рис. 1).



Рис. 1. Структура обработки ЭКГ-сигнала

Стадия предварительной обработки заключается в удалении шумов (электромиофические потенциалы мышц, артефакты взаимодействия электродов с кожей, электронный шум усилителей и фоновый шум сети). Шумом обычно принимают высокочастотные компоненты кардиосигналов. Удаление шумов приводят к сжатию и сглаживанию ЭКГ-сигнала. Стадия выделения признаков с кардиограммы представляет собой процесс получения необходимой информации (зубцы, комплексы и т. д.).

Рассмотрим поставленную задачу на примере портативного кардиографа «Юкард-100». Это прибор с наибольшей функциональностью, который применяют в многопараметрических исследованиях деятельности сердца.

Главным недостатком портативного кардиографа является неполное выделение полезного сигнала на фоне целого комплекса помех и искажений. Причиной этого является зашумленность кардиосигнала. Устранить препятствия можно с помощью дополнительных (цифровых) фильтров.

В «Юкард-100» используют цифровые фильтры верхних (ФВЧ) и нижних частот (ФНЧ) (рис. 2), но использование ФВЧ для удаления дрейфа изолинии очень часто приводит к изменению форм Р- и Т-волн.

Недостатком цифровых ФВЧ и ФНЧ являются:

- недостаточная величина частоты среза делает сигналы практически невидимыми на кардиограмме при использовании фильтров низких частот;
- неравномерность АЧХ фильтров в полосе пропускания и нелинейный характер фазовой характеристики вносят в кардиосигнал возмущения, одинаковые по порядку величины с информативными низкоамплитудными биопотенциалами сердца;
- максимально плоской АЧХ в полосе пропускания достигают за счет ухудшения линейности фазовой характеристики. Ее нелинейность приводит к фазовым искажениям, так как сигналы различных частот имеют разное время задержки.

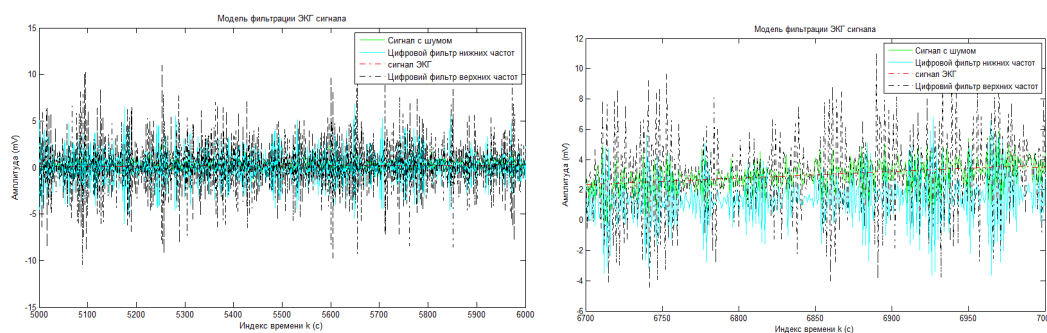


Рис. 2. Фильтрация ЭКГ-сигнала с помощью цифровых ФВЧ и ФНЧ

Для более точных результатов были выбраны цифровые фильтры Чебышева и Винера второго рода. Преимуществом этих фильтров являются:

- фильтр Чебышева обладает более узкой полосой нелинейности фазочастотных характеристик (ФЧХ), а также имеет большую стабильность при необходимости обеспечения узких полос подавления;
- устранение артефактов с кардиосигнала может эффективно осуществляться с помощью фильтра Винера;
- главным преимуществом фильтров Винера является их оптимальность по критерию эффективности, при их использовании среднеквадратичное отклонение минимально;
- могут обеспечивать высокие показатели эффективности фильтрации ЭКГ;
- обеспечивают высокую эффективность подавления шума в ЭКГ, устойчивость к априорной неопределенности модели изменения сигнала и дисперсии помех;
- не требуют оценки дисперсии и времени на адаптацию параметров фильтра;
- имеют высокое быстродействие, это позволяет вести оперативную обработку сигнала, что важно для систем мониторинга слежения.

Ход и результаты исследования

В системе Matlab Starter Application-2014 был промоделирован стандартный ЭКГ с добавлением вредных воздействий и исследованы предложенные методы фильтрации этого сигнала с помощью фильтров Винера и Чебышева.

Исследована стандартная модель ЭКГ (рис. 3) со следующими параметрами:

- 1) частота сердечных сокращений $F_{ECG} = 70$ (уд /мин);
- 2) частота дискретизации сигнала $F_d = 1000$ Гц;
- 3) амплитуда кардиосигнала $A_{ECG} = 20$ мВ;
- 4) продолжительность необходимого сигнала $T_{sign} = 5$ (сек).

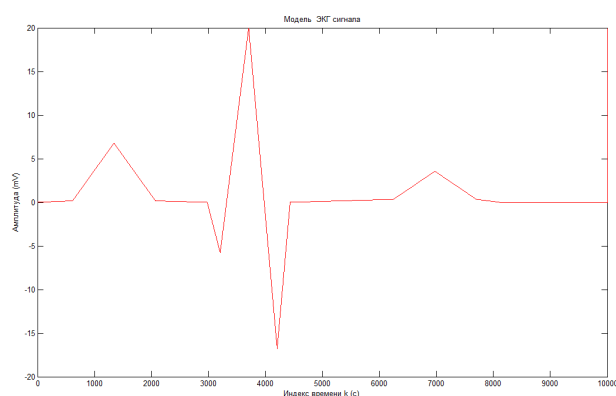


Рис. 3. Модель ЭКГ-сигнала

Затем к ЭКС добавлены высокочастотный шум (например, наводки от оборудования) (рис. 4), низкочастотный шум и белый шум.

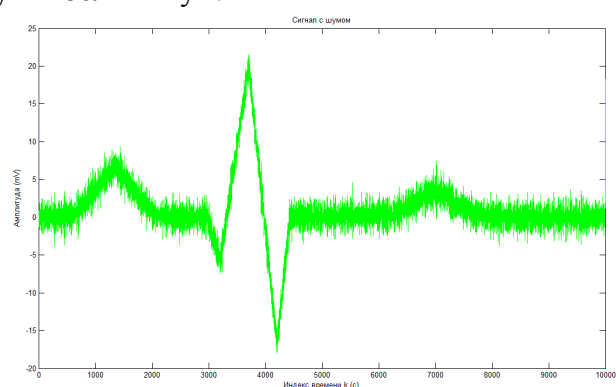


Рис. 4. Сигнал с шумом

Для создания белого шума (рис. 5) достаточно задать интервал дискретизации (то есть временной интервал между соседними числами) T_s , образуя с этим шагом массив (вектор) t моментов времени в нужном диапазоне его изменения, а затем сформировать с помощью указанной функции вектор-строку длиной, равной длине вектора t , например:

- 1) интервал дискретизации $T_s = 0.01$;
- 2) вектор момента времени $t = 0 : T_s : 20$;
- 3) белый шум $x1 = \text{randn}(1, \text{length}(t))$.

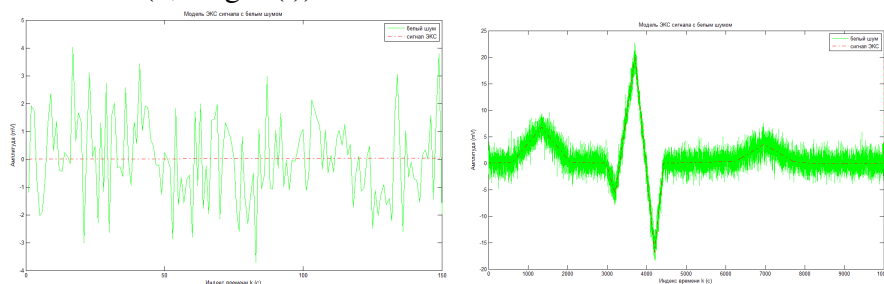


Рис. 5. ЭКС-сигнал с белым шумом

На рис. 6 изображен сигнал ЭКГ, отфильтрованный с помощью фильтров Винера 2-го порядка и Чебышева 2-го порядка нижних частот, с конечной импульсной характеристикой (КИХ) и с функцией передачи $h(z) = z + 0,8z^{-1} + 0,4z^{-2} - 0, z^{-3}$.

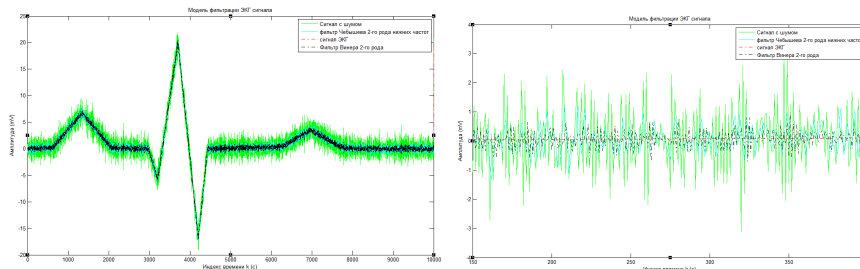


Рис. 6. Фильтрация ЭКГ-сигнала

Рассчитано количество раз, во сколько повысили точность сигнала с помощью предложенных фильтров и отфильтрованного сигнала с помощью стандартных фильтров с действием помех высоких и низких частот по формуле $z = \sqrt{y_1^2 - y_2^2}$, где y_1 и y_2 – соответственно отфильтрованный сигнал и электрокардиосигнал, равный 1,7 и белый шум, равный 2,1.

На рис.7 изображена предложенная структурная схема компьютерного портативного электрокардиографа.

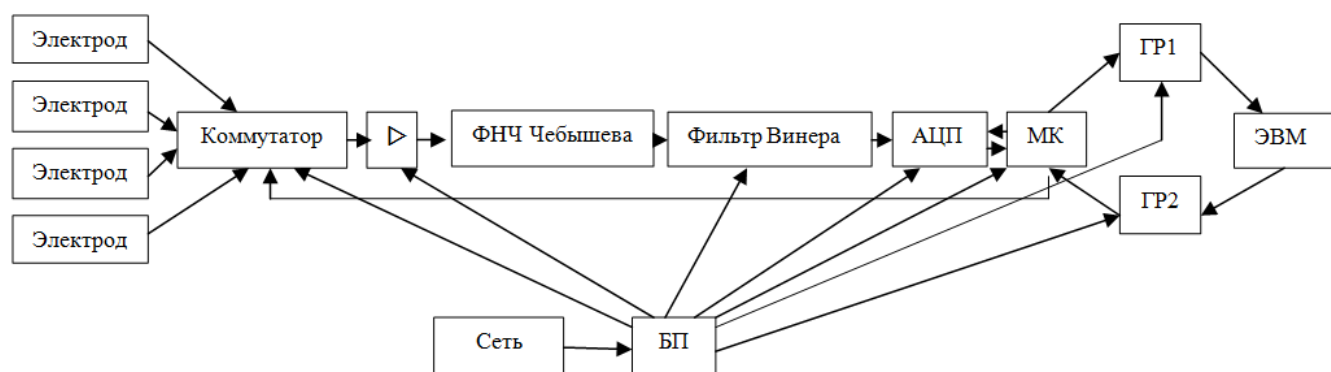


Рис. 7. Предварительная структурная схема компьютерного электрокардиографа, где МК – микроконтроллер, ГР – гальваническая развязка, БП – блок питания, АЦП – аналогово-цифровой преобразователь, ЭВМ – электронная вычислительная машина

Электроды снимают с кожи человека биопотенциалы сердечной мышцы. Коммутатор передает сигналы с датчиков в соответствии с выбранным отводом. Усилитель осуществляет масштабирование преобразования сигнала с датчиков до необходимого уровня. ФНЧ Чебышева ограничивает спектр исследуемого сигнала. Фильтр Винера убирает сетевую помеху 50 Гц. АЦП преобразует исследуемый сигнал в цифровую форму. Микроконтроллер осуществляет управление АЦП и коммутатором, а также готовит сигнал к передаче на ЭВМ, которая выводит электрокардиограмму на экран и запоминает ее на дисковых накопителях. Блок питания формирует из сетевого напряжения 220 В напряжение питания, необходимое для работы других блоков.

Выводы

В статье исследованы причины возникновения шумов в электрокардиограмме портативных электрокардиографов. Выявлены недостатки фильтров верхних и нижних частот в исследуемом электрокардиографе «ЮКАРД-100».

В системе Matlab промоделирован ЭКС со стандартными помехами и исследованы такие фильтры как ФНЧ и ФВЧ, а также предложены фильтры Винера и Чебышева.

Предложено использование в портативном электрокардиографе «ЮКАРД-100» фильтров Винера и Чебышева. В отфильтрованном сигнале практически не наблюдаются аддитивную составляющую, вызванную высокочастотным препятствием. Отсутствуют изменения в форме сигнала ЭКГ по амплитуде. Причем снижение влияния всех видов препятствий было получено за один цикл фильтрации.

Повышена точность алгоритма обработки данных с электрокардиографа за счет повышения качества фильтрации сигналов с действием помех высоких и низких частот в 1,7 и с белым шумом в 2,1 раза.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Корнацький В. М. Проблеми здоров'я суспільства та продовження життя / В. М. Корнацький. – К. : Інститут кардіології ім. М. Д. Стражеска, 2006. – 46 с.
2. Макаров Л. М. Холтеровское мониторирование / Л. М. Макаров. – М. : Медпрактика, 2000. – 216 с.
3. Зубинов Ю. И. Азбука ЭКГ / Ю. И. Зубинов. – Ростов-на-Дону : Феникс, 2003. – 160 с.
4. Якимов Е. В. Цифровая обработка сигналов: учебное пособие / Е. В. Якимов. – Томск : издательство ТПУ, 2006. – 188 с.
5. Лежнина И. А. Электрокардиограф на нанозлектродах : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. тех. наук : спец. 05.11.17 «Приборы, системы и изделия медицинского назначения» / И. А. Лежнина. – Томск, 2010. – 22 с.
6. Райгайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Р. М. Райгайян. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 345 с.
7. Куракіна Т. В. Метод аналізу ЕКГ-сигналу на основі безперервного вейвлет-перетворення / Т. В. Куракіна, Ю. В. Твердохліб // Сучасні інформаційні системи і технології. – 2013. – № 1. – С. 139 – 140.
8. Вуйцик В. Реєстрація, обробка та контроль біомедичних електрографічних сигналів / В. Вуйцик. – Львів : Ліга-Прес, 2009. – 308 с.

Устименко Владимир Олегович – старший преподаватель кафедры электроники.

Клочко Екатерина Анатольевна – старший преподаватель кафедры электроники, e-mail: korytova@ukr.net.

Бидун Альбина Владимировна – магистр кафедры электроники e-mail: alya.bidun@mail.ru.
Днепропетровский государственный технический университет.