

дифференциального уравнения 1-го порядка с запаздывающим аргументом. Т.е. в этом случае обратная отрицательная связь в системе имеет локальный характер.

**Список литературы:** 1. Koestler A. The Sleepwalkers. – New York :MacMillan, 1959. – 574 p. 2. Ланта С.И. Функционально-структурное математическое моделирование сложных гомеостатических систем : монография / С.И. Ланта, С.С. Ланта, О.И. Соловьева. – Харьков: Изд. ХНЭУ, 2009. – 332 с. 3. Мышкис А.Д. Линейные дифференциальные уравнения с запаздывающим аргументом. – М.: Наука, 1972. – 352 с.

**Bibliography (transliterated):** 1. Koestler A. The Sleepwalkers. – New York :MacMillan, 1959. 574. 2. S.I. Lapta, S.S. Lapta, O.I. Solov'eva. Funkcional'no-strukturnoe matematicheskoe modelirovanie slozhnyh gomeostaticeskikh sistem : monografija – Har'kov : Izd. HNJeU, 2009. 332. 3. Myshkis A.D. Linejnye differencial'nye uravnenija s zapazdyvajushhim argumentom. Moscow: Nauka, 1972. 352.

*Надійшла (received) 26.06.2014*

УДК 615.471

**Е. И. КОРОЛЬ**, канд. техн. наук, доц. НТУ «ХПИ»;  
**Р. С. ТОМАШЕВСКИЙ**, канд. техн. наук, доц. НТУ «ХПИ»;  
**А. Н. НОСУЛЯ**, инженер, НТУ «ХПИ»;

## **МОДЕЛЬ ЦИФРОВОГО ГЕНЕРАТОРА ЗАШУМЛЕННОГО ЭКГ-СИГНАЛА**

В работе проведен краткий обзор метода электрокардиографии, определены основные характеристики артефактов и паразитных сигналов, которые возникают при использовании данного метода. По результатам анализа проведено моделирование цифрового генератора зашумленного электрокардиографического сигнала, с возможностью изменения основных параметров сигнала и помех. Предложены варианты использования данной модели в учебном процессе, при анализе реальных схемных решений и алгоритмов обработки электрокардиографических сигналов.

**Ключевые слова:** ЭКГ-сигнал, R-R интервал, артефакт, собственные шумы, промышленная помеха.

**Введение.** Использование информационных технологий в учебном процессе позволяет наблюдать и проводить исследование явлений, возникающих на практике, с минимальными материальными затратами, максимальной безопасностью и устойчивой повторяемостью. Это оказывается довольно важным при изложении дисциплин, изучающих процессы в человеческом организме и измерении диагностических сигналов, функционально связанных с этими процессами.

Данная работа посвящена моделированию влияния наиболее распространенных помех в функциональной диагностике на качество электрокардиографического (ЭКГ) сигнала. Он является одним из наиболее показательных электрических сигналов функции сердечно-сосудистой системы, да и всего организма в целом, и поэтому получил широкое распространение в медицинской практике.

© Е. И. КОРОЛЬ, Р. С. ТОМАШЕВСКИЙ, А. Н. НОСУЛЯ, 2014

**Аналитический обзор.** Среди основных элементов ЭКГ можно выделить 5 зубцов: P, Q, R, S, T (см. рис. 1), и состоящие из них комплексы. Диагностическую ценность, при этом, имеет каждый элемент, например: зубец P отображает работу предсердий, комплекс QRS – систолу желудочков, а сегмент ST и зубец T – процесс реполяризации миокарда [1].

Частота основной гармоники такого сигнала может изменяться от 0,8 до 4 Гц, амплитуда R-зубца достигать 10 мВ. Диагностическую ценность на практике имеют различные информационные показатели сигнала: частота, спектральный состав, амплитуда и длительность отдельных комплексов, вариация ритма. Снятие ЭКГ-сигнала сопряжено с внесением в полезный сигнал помех различного рода, связанных, как с внутренними процессами в организме, так и с особенностями работы электродных систем [1-3].

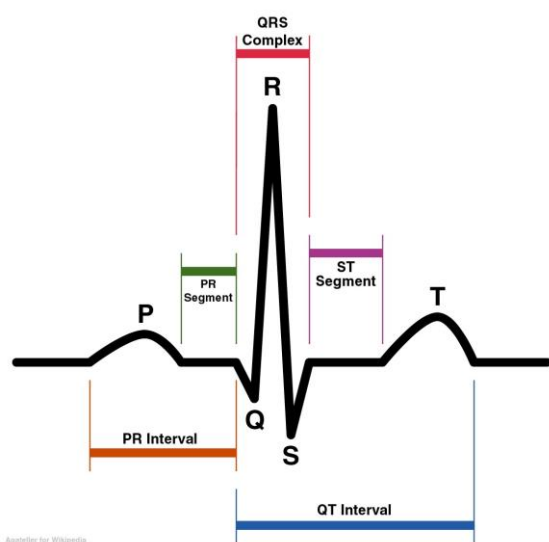


Рис. 1 – Стандартный электрокардиографический сигнал

Наблюдение и исследование этих процессов поможет студентам:

- изучить влияние помех на точность измерения параметров ЭКГ-сигнала;
- оценить устойчивость различных алгоритмов обработки ЭКГ-сигнала и синхронизации с ним других устройств;
- синтез схемотехнических решений для измерительного канала, устойчивых к преобладанию той или иной помехи и их совокупности.

Целью работы являлся синтез модели цифрового генератора зашумленного ЭКГ-сигнала с возможностью задания параметров основных видов помех.

**Ход работы.** Проведенный аналитический обзор показал, что в процессе снятия биоэлектрических потенциалов с помощью нательных электродов условно могут быть определены следующие виды помех:

1. Muscular potential (MP) – артефакт «миограмма», возникающий в результате умышленного или неконтролируемого сокращения скелетных мышц [4-6]. Сигнал представляет собой гармоническое затухающее колебание, с частотами 0,2-5 Гц и амплитудой достигающей 40 мВ (см. рис. 2).

2. Baseline drift (BD) – помеха «дрейф изолинии», возникает вследствие процессов распределения зарядов в электроде, а также при плохом контакте с кожей пациента (см. рис. 3). В первом приближении такой сигнал может быть представлен гармоническим сигналом очень низкой частоты (0,01-0,5 Гц) с амплитудой достигающей 50 мВ [4, 5].

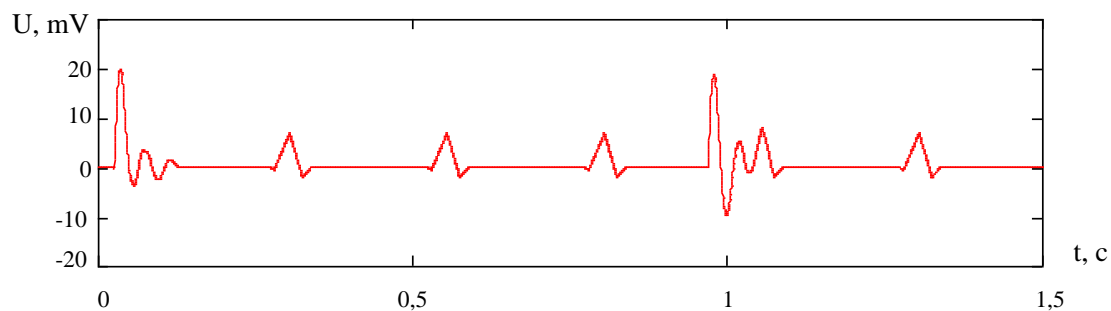


Рис. 2 – Последовательность QRS-комплексов с помехой «миограмма»

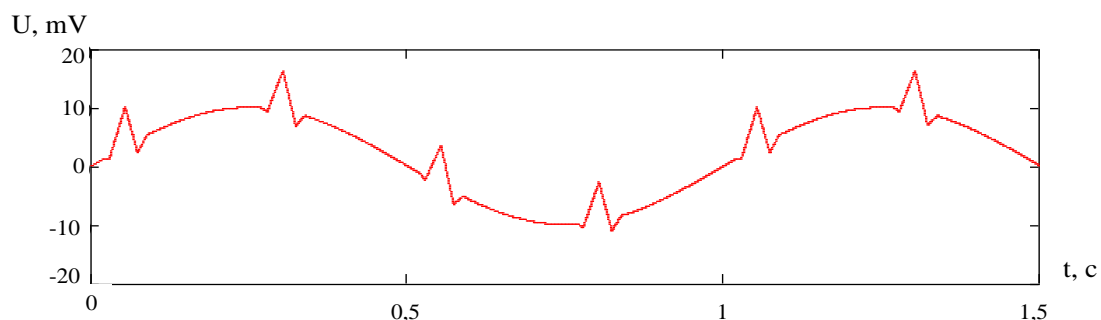


Рис. 3 – Последовательность QRS-комплексов с помехой «дрейф изолинии» частотой 0,2 Гц

3. *Industrial noise (IN)* – помеха «сеть», наводимая на пациента и отведения биопотенциалов промышленной сетью 50 Гц. Амплитуда такого гармонического сигнала зависит от множества факторов, но в реальных электрокардиографических системах может принимать значение до 100 мВ (см. рис. 4) [7-9].

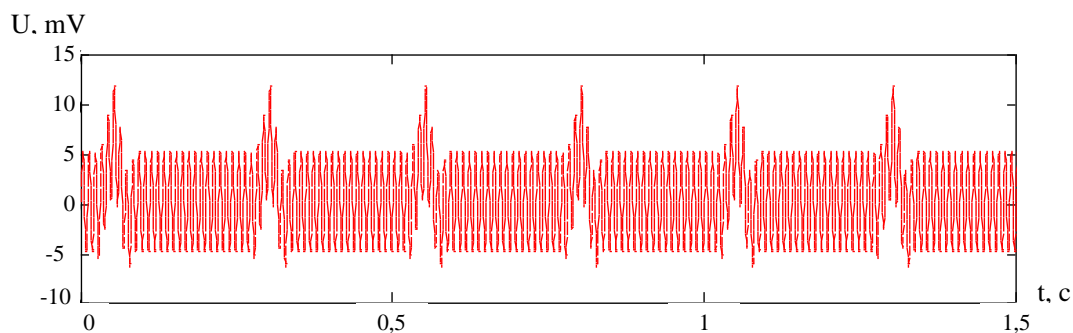


Рис. 4 – Последовательность QRS-комплексов с промышленной помехой

4. *Electromagnetic pulse (EP)* – импульсная помеха «ЭМИ», возникающая в результате коммутационных процессов в промышленной сети. Источником, как правило, выступает искра, которая появляется при работе электромеханических выключателей. Такой сигнал может быть представлен в виде двуполярного одиночного импульса с длительностью равной десяткам мкс и амплитудой до 40 мВ (см. рис. 5) [7-9].

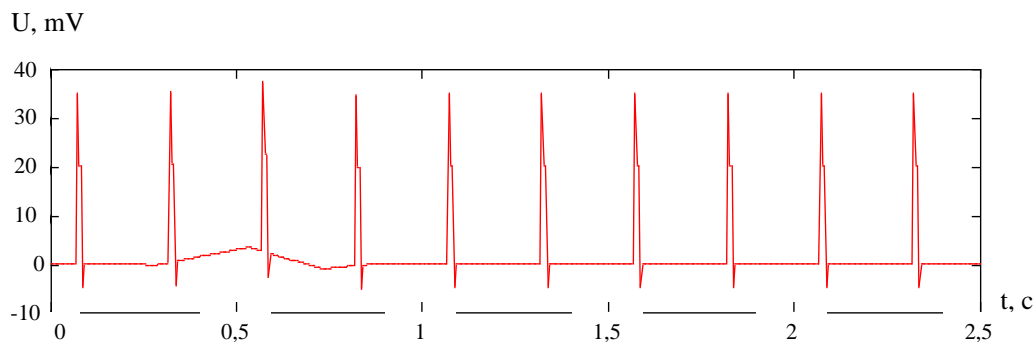


Рис. 5 – Последовательность QRS-комплексов с импульсной помехой

5. *White noise (WN)* – помеха «белый шум», источником такой помехи выступают собственные шумы усилительных каскадов, тепловые шумы электронных компонентов, работа электронной техники и средств мобильной связи. Идеальный спектр такого сигнала характеризуется равномерностью во всей частотной полосе. Реальная помеха имеет один или несколько частотных максимумов, и, часто, ее спектр смещен в сторону низких частот. Максимальные значения такого сигнала в реальных медицинских приборах может достигать 5 мВ (см. рис. 6) [1, 4].

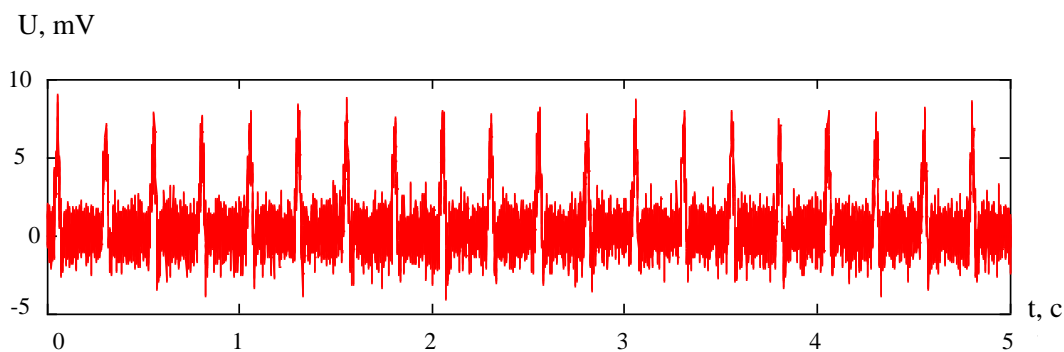


Рис. 6 – Последовательность QRS-комплексов с помехой «белый шум»

Для достижения поставленной цели в программном пакете Mathcad была реализована модель ЭКГ-сигнала и синтезированы генераторы вышеперечисленных видов помех, с возможностью установки параметров каждой из них. Зашумленный сигнал представляет собой сумму полезного сигнала и помех [1, 3, 4].

Каждая из рассмотренных видов помех является аддитивной, поэтому выходной сигнал генератора может быть записан в виде

$$S = ECG(U_R, f_{R-R}) + MP(U_{MP}, f_{MP}) + BD(U_{BD}, f_{BD}) + IN(U_{IN}) + EP(U_{EP}, \tau_{EP}) + WN(U_{WN}),$$

где  $U$  – амплитуда сигнала,  $f$  – частота сигнала,  $\tau$  – длительность импульса. В данной модели вместо стандартной формы ЭКГ-сигнала была использована лишь его часть – QRS-комплекс, который определяет амплитудные и частотные

параметры электрокардиографического сигнала (Рис. 7). Временная диаграмма зашумленного ЭКГ-сигнала приведена на рисунке 8.



Рис. 7 – Последовательность QRS-комплексов без влияния помех

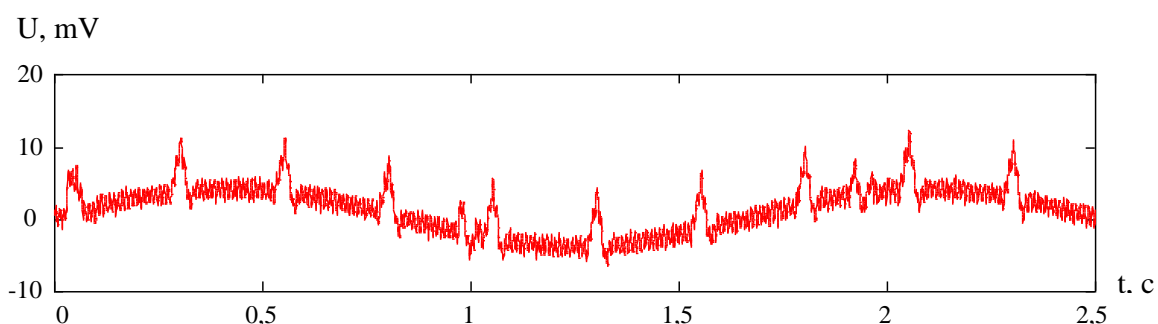


Рис. 8 – Последовательность QRS-комплексов с аддитивной помехой

### Выводы:

1. Разработанная модель позволяет генерировать зашумленный ЭКГ-сигнал с возможностью установки параметров ЭКГ-сигнала и уровней основных видов помех в реальных пределах.

2. Реализованный генератор зашумленного ЭКГ-сигнала позволяет оценивать эффективность различных методов подавления помех, тем самым может быть использован, как в учебном процессе, так и при разработке реальных устройств.

3. Разработанная модель позволяет проверить устойчивость различных алгоритмов синхронизации устройств с ритмом ЭКГ-сигнала, что может быть использовано при разработке устройств биосинхронизации и биоуправления.

**Список литературы:** 1. Абакумов В. Г. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг. / Абакумов В. Г., Рибін О. І., Сватош Й. / – К.: Нора-принт, 2001. – 516 с. 2. Кларк Д. В. Медицинские приборы: Разработка и применение. / Кларк Д. В., Ньюман М. Р., Олсон В. Х. и др. / – К.: Медторг, 2004. – 620 с. 3. Съём и обработка биоэлектрических сигналов: Учебное пособие / Под. Ред. К. В. Зайченко. – СПб: СПбГУАП, 2001 – 140 с. 4. Baranchuk A. et al. / Electrocardiography Pitfalls and Artifacts: The 10 Commandments // Critical Care Nurse 29(1) 67-73 pp, February 2009. 5. Llinas R. Tremor as a cause of pseudo-ventricular tachycardia / N Eng J / Llinas R., Henderson V. H. / Med. 1999. 341-1275 6. Finstere J. Oral anticoagulation for ECG tremor artifact simulating atrial fibrillation. Acta Cardiol. / Finstere J, Stollberger C, Gatterer E. / 2003 – 58(5) – 425-429 7. Lawrentschuk N. mobile phone interference with medical equipment and its clinical relevance: a systematic review / Lawrentschuk N, Bolton D. M. / Med J Aust – 2004, 181(3), 145-149 8. Baranchuk A. Electromagnetic interference of communication devices on ECG

machines. Clin Cardiol. / Baranchuk A, Kang J, Shaw C, et al. / In Press **9.** Klein A. A. Mobile phones in the hospital – past, present and future. Anesthesia. / Klein A. A., Djaiani G. N. / 2003 – 58(4) 353-357

**Bibliography (transliterated):** **1.** Abakumov V. G., Rybin O. I., Svatosh Y. Biomedical signals. Genesis, treatment, monitoring. Kyiv.: Nora-prynt, 2001. 516. (Ukr.). **2** Clark D. W., Neuman M. R., Olson W. H. Medical Devices: Development and Application. Kiev: Medtorg, 2004. 620. (Rus.). **3.** S"em i obrabotka bioelektricheskikh signalov: Uchebnoe posobie / Pod. Red. K. V. Zajchenko. – SPb: SPbGUAP. 2001. 140.**4.** Baranchuk A. et al. / Electrocardiography Pitfalls and Artifacts: The 10 Commandments // Critical Care Nurse 29(1) 67-73 pp, February 2009. **5.** Llinas R., Henderson V. H., Tremor as a cause of pseudo-ventricular tachycardia / N Eng J Med. 1999. 341-1275. **6.** Finstere J, Stollberger C, Gatterer E. Oral anticoagulation for ECG tremor artifact simulating atrial fibrillation. Acta Cardiol. 2003. 58(5). 425-429. **7.** Lawrentschuk N, Bolton D. M. mobile phone interference with medical equipment and its clinical relevance: a systematic review/ Med J Aust. 2004. 181(3). 145-149. **8.** Baranchuk A, Kang J, Shaw C, et al. Electromagnetic interference of communication devices on ECG machines. Clin Cardiol. In Press. **9.** Klein A. A., Djaiani G. N. Mobile phones in the hospital – past, present and future. Anesthesia. 2003. 58(4). 353-357.

*Надійшла (received) 30.06.2014*

УДК: 616.711-0188.3-002+616-08:615

**Л. Я. ВАСИЛЬЕВА-ЛИНЕЦКАЯ**, д-р. мед. наук, проф. ХМАПО, Харьков;  
**Л. Д. ТОНДИЙ**, д-р. мед. наук, проф. ХМАПО, Харьков;  
**И. В. КАС**, канд. мед. наук, доц. ХМАПО, Харьков;  
**Е. И. ЗАМЯТИНА**, зав. ФТО ЦКБ Укрзалізничці, Харьков;

## **КЛИНИЧЕСКАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНЫХ АППАРАТОВ АНЭТ И ФОТОННОЙ МАТРИЦЫ КОРОБОВА В КОМПЛЕКСНОМ ЛЕЧЕНИИ БОЛЬНЫХ С ДОРСАЛГИЕЙ**

Изучена клиническая эффективность комплексного лечения с дифференцированным применением методов физиотерапии с использованием многофункциональных аппаратов АНЭТ и фотонной матрицы Коробова у 198 больных с дорсалгией. Установлено, что при интенсивных болях применение электростимуляции более эффективно купирует дорсалгию и оказывает более значимое симпатолитическое влияние по сравнению с электрофорезом лидокаина. При умеренной интенсивности болевого синдрома у больных с симпатикотонией эффективность применения электрофореза бишофита и красного света практически одинакова, у пациентов с парасимпатикотонией значительно более эффективно включение в комплекс лечения красного света.

**Ключевые слова:** дорсалгия, остеохондроз позвоночника, вегетативная нервная система, электростимуляция, электрофорез лидокаина и бишофита, красный свет.

**Введение.** По данным экспертов ВОЗ почти 90% людей хотя бы раз в жизни испытывают боль в спине (дорсалгию), около 40% из них обращаются за медицинской помощью [1]. Именно дорсалгия, основными причинами которой

© Л. Я. ВАСИЛЬЕВА-ЛИНЕЦКАЯ, Л. Д. ТОНДИЙ, И. В. КАС, Е. И. ЗАМЯТИНА, 2014