

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].

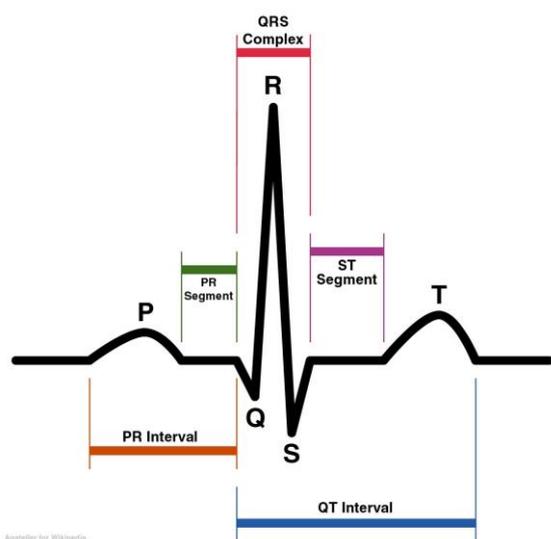


Рис. 1 – Стандартный электрокардиографический сигнал

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].

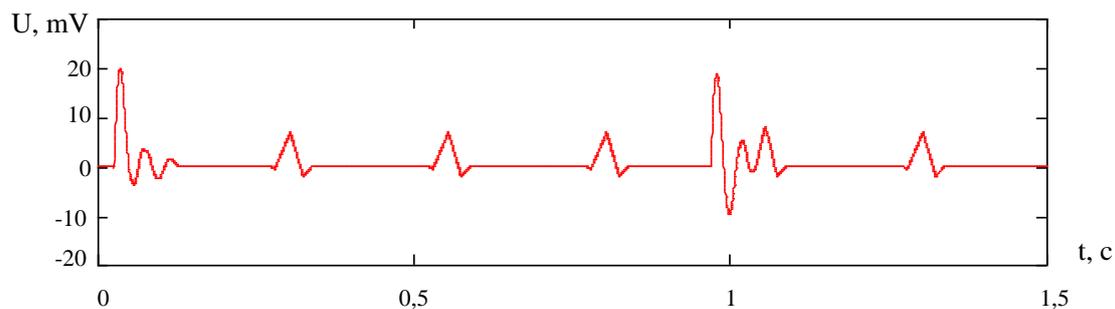


Рис. 2 – Последовательность QRS-комплексов с помехой «миограмма»

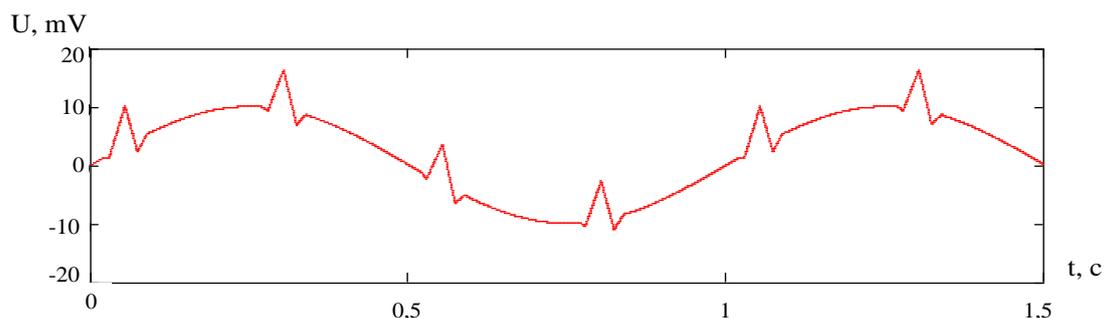


Рис. 3 – Последовательность QRS-комплексов с помехой «дрейф изолинии» частотой 0,2 Гц

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].

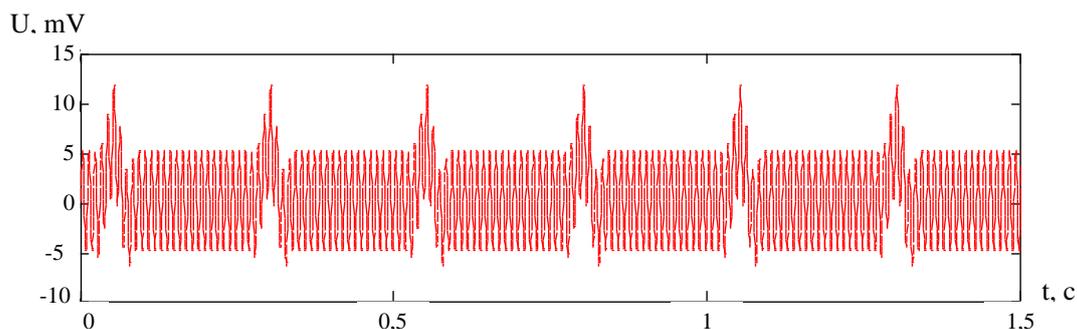


Рис. 4 – Последовательность QRS-комплексов с промышленной помехой

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].

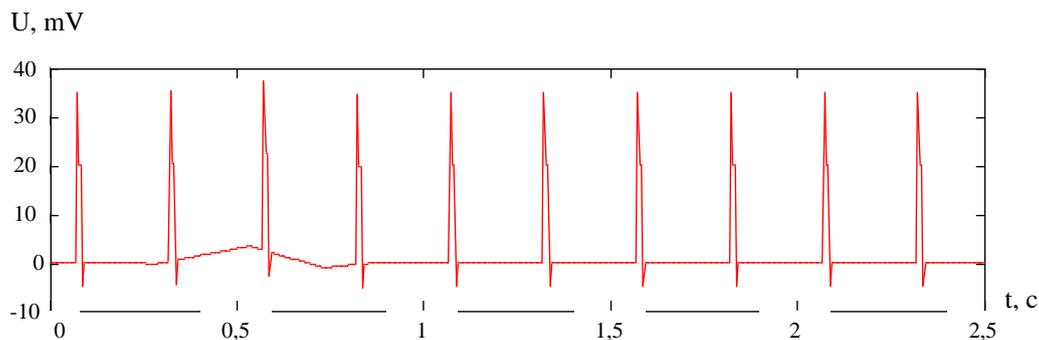


Рис. 5 – Последовательность QRS-комплексов с импульсной помехой

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].

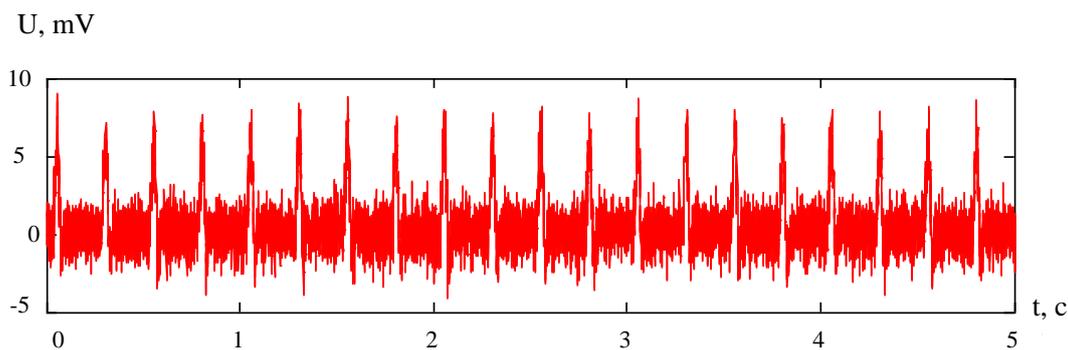


Рис. 6 – Последовательность QRS-комплексов с помехой «белый шум»

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, τ – 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

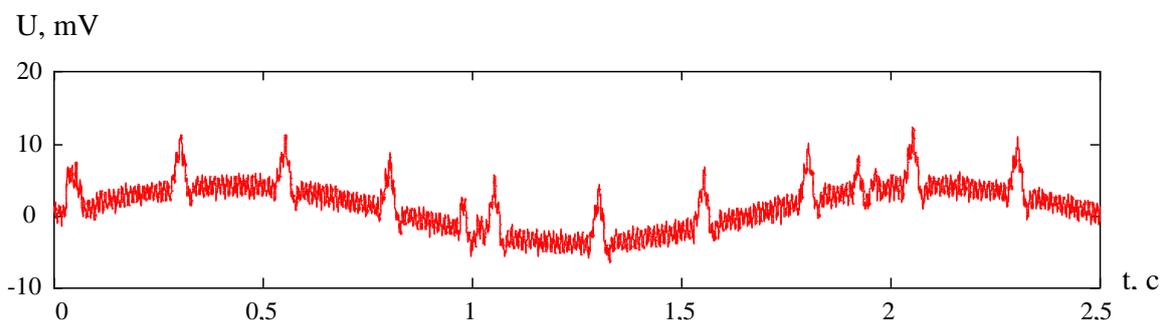


Рис. 8 – Последовательность QRS-комплексов с аддитивной помехой

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