

Разработка прибора для тестирования электрокардиографов

Н. М. Шкода

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

nik.shkoda.2003@mail.ru

Аннотация. Работа посвящена разработке прибора, созданного для тестирования электрокардиографов. Тестирование производится за счет генерации искусственного сигнала электрокардиограммы (ЭКГ) и дальнейшей подачи этого сигнала на электрокардиограф. Так же, в приборе предусмотрен режим проверки кабелей пациента на разрыв цепи и повреждения.

Ключевые слова: электрокардиограмма, электрокардиограф, искусственная ЭКГ, прибор

I. ВВЕДЕНИЕ

Кардиография остается основным инструментом диагностики сердечно-сосудистых патологий, где точность данных напрямую зависит от исправности оборудования. Проверка электрокардиографов (ЭКГ) требует не только калибровки сигналов, но и проверки целостности кабелей пациента, включая их защиту от дефибрилляционных импульсов. Существующие решения часто узкоспециализированы, что усложняет комплексный контроль, а ужесточение стандартов диктует потребность в универсальных устройствах.

Цель работы – разработка компактного многофункционального устройства, объединяющего генератор программируемых сигналов (с имитацией нормальной и патологической активности сердца) и модуль тестирования кабелей. Устройство автоматизирует проверку целостности проводников, изоляции и устойчивости к высоковольтным воздействиям, сокращая время проверки и минимизируя человеческий фактор. Актуальность исследования связана с необходимостью повышения безопасности и соответствия медицинской техники международным требованиям. Практическая значимость заключается в адаптации решения для сервисных центров и клиник, обеспечивая надежность кардиографической диагностики.

II. МОДЕЛИРОВАНИЕ СИГНАЛА ЭКГ

Основная и наиболее распространённая математическая модель для синтеза кардиосигнала основана на обратном дискретном преобразовании Фурье (ОДПФ) [2], и состоит из двух частей. Первая часть модели состоит из синтеза временных рядов с частотой дискретизации F_s , которая определяет основные параметры сигнала: ЧСС синтезируемого кардиосигнала, среднее отклонение параметров, временные и спектральные характеристики. Вторая часть модели состоит из определения морфологии кардиосигналов путем указания положения и высоты зубцов кардиоциклов: P, Q, R, S, T, а также его интервалов и сегментов. Спектральные характеристики

кардиоинтервалограммы описываются спектром, состоящим из суммы двух функций Гаусса.

Однако, алгоритмы, основанный на вычислении ОДПФ имеет существенный недостаток – большое количество вычислительных операций, особенно при больших значениях N. Поэтому, построение модели было решено создать на основе обратного быстрого дискретного преобразования Фурье (ОБДПФ).

Использование метода ОБДПФ позволяет ускорить процесс вычисления за счет разделения вектора коэффициентов на два вектора, из дискретного преобразования Фурье (ДПФ) которых можно получить ДПФ исходной N-точечной последовательности [3]. Дальнейшая задача сводится к описанию пространства, с помощью которого можно определить динамические системы сигнала ЭКГ.

Способ описания динамической системы кардиосигнала определяется путем построения трехмерного фазового пространства и траектории, которые описывают каждое сердцебиение с учетом заданной морфологии кардиоцикла (рис. 2). Для описания траектории движения точек в трехмерном фазовом пространстве динамической системы кардиосигнала необходимо определить уравнения движения.

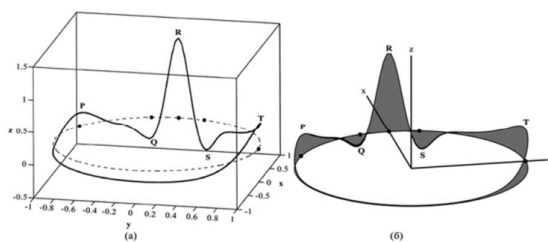


Рис. 1. Трехмерное фазовое пространство (а) и траектория динамической системы кардиосигнала

Форма волны ЭКГ фактически состоит из трех основных компонентов: зубца P, комплекса QRS и зубца T. Каждый из этих компонентов связан с определенной частью сердечного цикла, создавая типичную последовательность формы волны ЭКГ. Способность модели имитировать эту последовательность приводит к синтетическим сигналам ЭКГ, которые демонстрируют реалистичную морфологию PQRST и динамическую изменчивость частоты сердечных сокращений. Уравнения движения описываются тремя обыкновенными дифференциальными уравнениями (ОДУ) [4]. Эти ОДУ сформулированы следующим образом:

$$\dot{x} = ax - \omega y,$$

$$\dot{y} = ay - \omega x, \quad (2.1)$$

$$\dot{z} = - \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} a_i \Delta \theta_i \exp\left(\frac{-\Delta \theta_i^2}{\theta_i^2}\right) - (z - z_0),$$

где a_i , β_i , и θ_i представляют собой амплитуду, ширину и центральные параметры гауссовых функций, связанных с каждым характерным сигналом.

Эти параметры играют ключевую роль в формировании морфологических особенностей ЭКГ, позволяя моделировать различные состояния сердца путём изменения этих параметров

Дальнейшие вычисления сводятся к получению аналитического решения системы (2.1), которое позволяет представить математическую модель генерации сигнала ЭКГ реалистичной формы в явном виде [3]. Базовая модель формируется по эталону $z(t)$, который описывается суммой несимметричных гауссовых функций:

$$z(t) = \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} a_i \exp\left(\frac{(t - \mu_i)^2}{2[b_i(t)]^2}\right), \quad (2.2)$$

При этом, выражение (2.2) может быть справедливо только при условии:

$$0 \leq t_P^{(1)} < t_P^{(2)} \leq t_Q^{(1)} < t_Q^{(2)} = t_R^{(1)} < t_R^{(2)} = t_S^{(1)} < t_S^{(2)} = t_{ST}^{(1)} \leq t_{ST}^{(2)} \leq t_T^{(1)} < t_T^{(2)} \leq t_0$$

Известно, что даже у здоровых людей в состоянии покоя сердечный ритм подвержен значительным колебаниям. Для моделирования этого явления на основе эталона на последовательных временных интервалах:

$$t_{0m} = t_0(1 + \gamma_m), m = 1, \dots, N,$$

$$z_m(t) = \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} a_{im} \exp\left(\frac{(t - \mu_{im})^2}{2[b_{im}(t)]^2}\right), m = 1, \dots, N.$$

Сам процесс моделирования проводился на языке программирования Julia [5]. Это высокоуровневый ЛТ язык программирования с динамической типизацией, упор в котором сделан на математические вычисления. Выбор языка программирования осуществлялся с учетом задач, которые ставились при начале выполнения работы, его синтаксис схож со средой технических вычислений Matlab [6], но при этом вычисления выполняются гораздо быстрее.

В результате моделирования были получены нормальный цикл ЭКГ, цикл с депрессией ST-сегмента и цикл с патологией зубца Q:

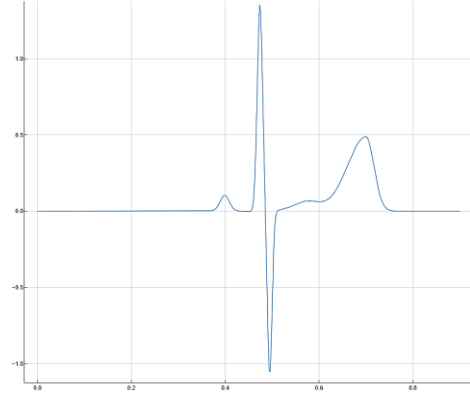


Рис. 2. Нормальный цикл ЭКГ

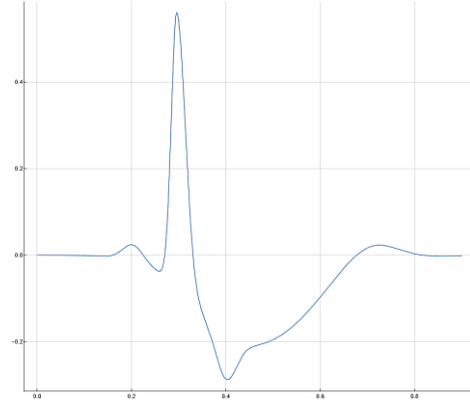


Рис. 3. Цикл ЭКГ с депрессией ST сегмента

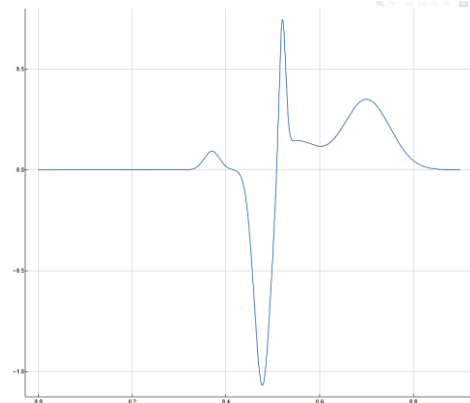


Рис. 4. Цикл ЭКГ с патологическим зубцом Q

Сравнивая получившиеся сигналы с настоящими сигналами ЭКГ, можно сказать, что искусственные сигналы обладают всеми параметрами настоящего сигнала ЭКГ, что может сказать об успешном процессе моделирования.

Так как смоделированные сигналы являются цифровыми, они представляют из себя массив значений сигнала, расстояние между которыми определяется частотой дискретизации. Зная эти значения, они сохраняются в отдельный файл. После этого данные загружаются на МК для дальнейшего ЦАП-преобразования.

III. ВЫВОД АНАЛОГОВОГО СИГНАЛА

Так как полученные сигналы являются цифровыми, их нужно перевести к аналоговому виду. Для это используется цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП). В работе использовался ЦАП МСР4725. В этой матрице применяется всего два номинала резисторов. Для коммутации между каналами используется специальное коммутационное устройство (рис. 5).

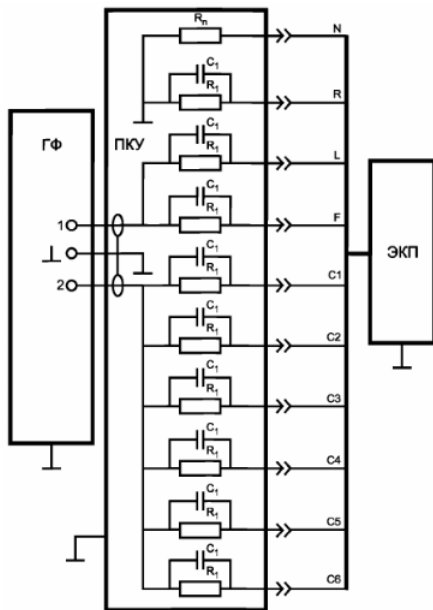


Рис. 5. Цикл ЭКГ с паталогическим зубцом Q. ГФ – генератор функциональный; ПКУ – коммутационное устройство; ЭКП – электрокардиопрбор

По итогам преобразования получилось получить аналоговые сигналы и вывести их на осциллографе (рис. 6–8).

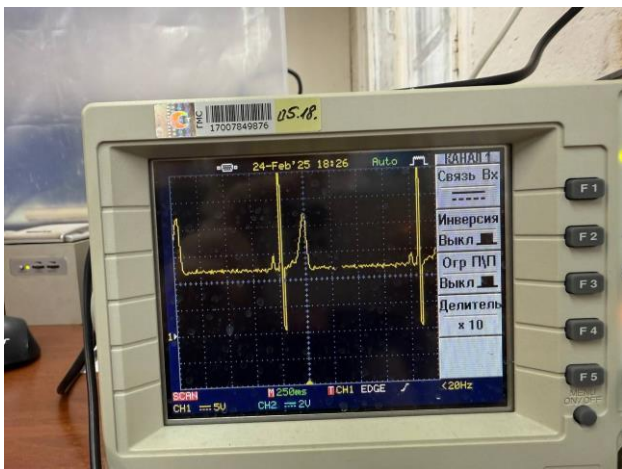


Рис. 6. Аналоговый сигнал нормальной ЭКГ

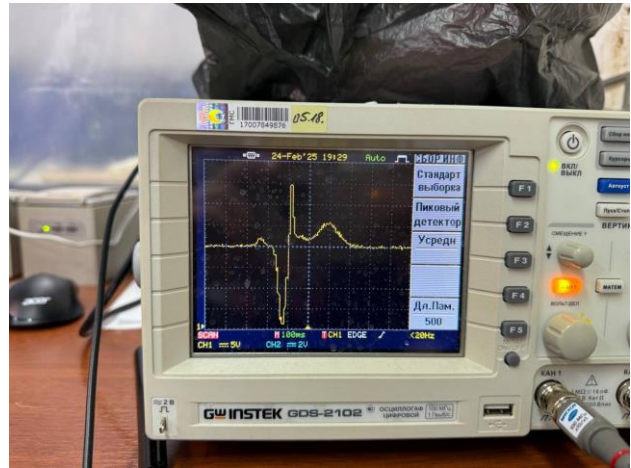


Рис. 7. Аналоговый сигнал ЭКГ с патологией зубца Q

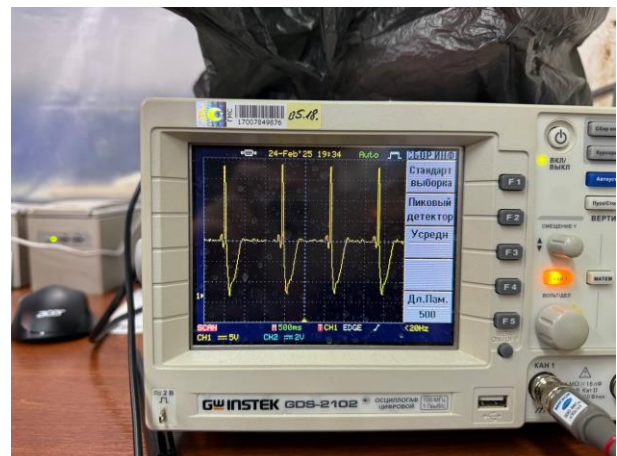


Рис. 8. Аналоговый сигнал ЭКГ с депрессией ST сегмента

IV. УСТРОЙСТВО ПРОВЕРКИ КАБЕЛЕЙ

Проверка кабелей пациента при обслуживании кардиографов на повреждение и наличие защиты от дефибриляции производится с помощью мультиметров. Как правило, сопротивление таких кабелей не превышает несколько Ом. Для кабелей с защитой от высокого напряжения это значение достигает нескольких десятков Ом.

Расчет сопротивления удобно проводить с помощью делителя напряжения. В такой схеме в качестве резистора R_2 выступает кабель, напряжение U и R_1 задаются заранее. Формула для расчета такой схемы выглядит так:

$$U_2 = U \frac{R_2}{R_1 + R_2}. \quad (4.1)$$

Приведя формулу (3.1), получим формулу для расчета сопротивления кабеля:

$$R_2 = \frac{U_2 R_1}{U - U_2}$$

Как ранее было сказано, в зависимости от конструкции кабеля пациента их внутреннее сопротивление может сильно отличаться. К тому же, кабель состоит минимум из трех проводов.

В таком случае, для синхронного снятия значений напряжений со всем проводов, стоит использовать мультиплексор. К каждому выводу шестнадцатиканального мультиплексора подключается резистор с сопротивлением 220 Ом, к которому подключается кабель пациента, с которого снимается напряжение. Для более точного определения сопротивления высокоомного проводника устанавливается второй мультиплексор с сопротивлением резисторов 10 кОм. Изначально

сопротивление рассчитывается с первого мультиплексора (220 Ом). Если напряжение, снятое с кабеля близко к напряжению питания, он отключается, включается второй мультиплексор (10 кОм).

V. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Итогом данной работы является объединение в одно устройство системы проверки кабелей и генератора сигнала ЭКГ. Итоговую схему можно видеть на рис. 9.

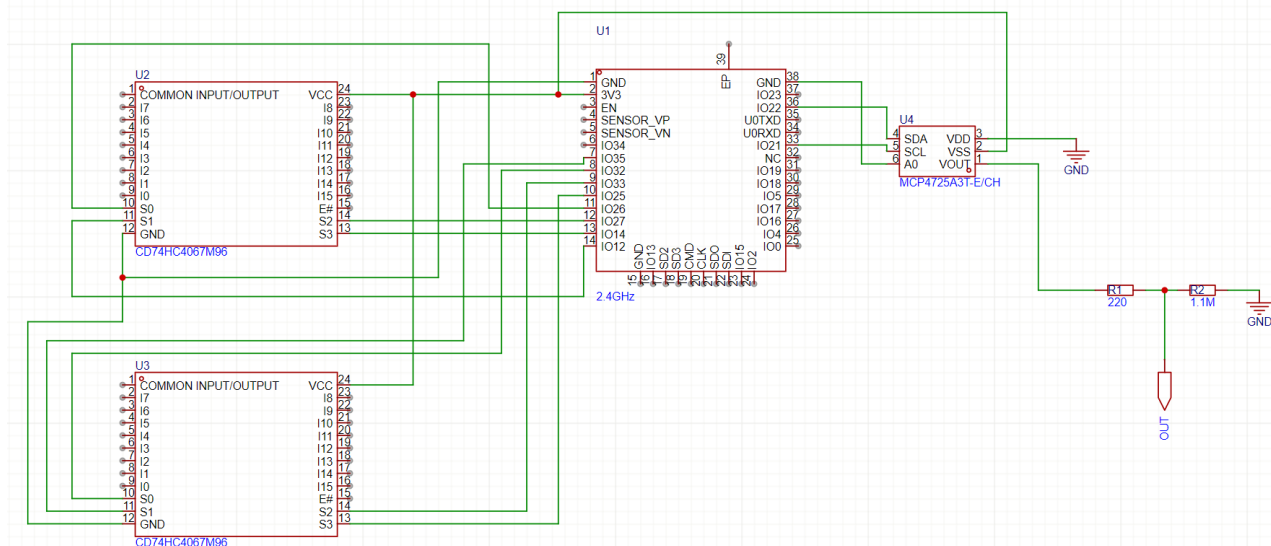


Рис. 9. Принципиальная схема прибора для тестирования кардиографов

В ходе работы было проведено моделирование сигналов ЭКГ, схожие с реальными сигналами. Так как эти сигналы генерируются на персональной электронно-вычислительной машине, и их можно передавать на микроконтроллер по беспроводной связи, что позволяет в реальном времени изменять их параметры, либо использовать другие поверочные сигналы, такие как меандры, для оценки полосы пропускания в области нижних частот и синусоиду с динамически изменяющейся частотой, с помощью которой оцениваются частотные характеристики кардиографа.

Также, был создан прибор для проверки кабелей пациентов. Значения сопротивлений кабелей, по аналогии со смоделированным сигналом, можно передавать на персональный компьютер для дальнейшего анализа значений.

По итогам моделирования данный прибор показал результаты очень близкие к результатам уже существующих приборов для проверки электрокардиографов, что доказывает эффективность данного прибора. В качестве перспектив дальнейшей модификации можно поменять ЦАП на аналогичную схему с более высокой разрядностью, создать интерфейс для взаимодействия с устройством с телефона или персональной электронно-вычислительной машины.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Бунаков В.Е. Дискретные преобразования в квантовом хаосе // Известия Российской академии наук. Серия физическая. 2021. Т. 85, № 5. С. 698–701. DOI: 10.31857/S0367676521050045.
- [2] Жданова И.В. и др. Электрофизиологические основы электрокардиографии: учебное пособие. Екатеринбург: Уральский гос. медицинский университет, 2019. URL: <http://elbib.usma.ru/handle/usma/1578> (дата обращения: 15.12.2024).
- [3] Казаков Д.В. Квазипериодическая двухкомпонентная динамическая модель для синтеза кардиосигнала с использованием временных рядов и метода Рунге-Кутты четвертого порядка // Компьютерные исследования и моделирование. 2012. Т. 4, № 1. С. 143–154. URL: <https://elibrary.ru/item.asp?edn=pawwjl> (дата обращения: 15.12.2024).
- [4] Микроконтроллер // Википедия: свободная энциклопедия. URL: <https://ru.wikipedia.org/w/index.php?title=Микроконтроллер&oldid=140208334> (дата обращения: 15.09.2024).
- [5] Программный комплекс для совместного анализа сигналов ЭКГ и фотоплетизмограммы: бакалаврская работа. URL: <https://workspay.ru/work/76860/> (дата обращения: 15.12.2024).
- [6] Alcaraz J.M.L., Strodthoff N. Diffusion-Based Conditional ECG Generation with Structured State Space Models // Computers in Biology and Medicine. 2023. Т. 163. С. 107115. DOI: 10.1016/j.combiomed.2023.107115.
- [7] The Julia Programming Language. URL: <https://julialang.org/> (дата обращения: 15.12.2024).
- [8] MATLAB for neuroscientists: an introduction to scientific computing in MATLAB / под ред. P. Wallisch. Elsevier/Academic Press, 2009.