

Особенности использования микросхемы AD5933 в качестве измерителя импеданса при проектировании малогабаритных систем

Н.А. Базаев, А.В. Пржиялговская, П.А. Руденко

Национальный исследовательский университет «МИЭТ»

Peculiarities of Using AD5933 IC as Impedance Detector in Portable Devices Design

N.A. Bazaev, A.V. Prshyalgovskaya, P.A. Rudenko

National Research University of Electronic Technology, Moscow

Рассмотрено построение измерителя импеданса на базе микросхемы AD5933 для применения в малогабаритной аппаратуре. Проведены сравнение и анализ схемотехнических решений для данного компонента, рассмотрены аппаратные и программные особенности при работе с данной микросхемой. Выполнены тестирование измерителя импеданса, построенного на базе AD5933, и сравнение полученных результатов с лабораторным измерителем.

Ключевые слова: импедансометрия; импеданс; агрегометрия.

The design of the AD5933-based impedance meter for using in the compact small-size devices has been considered. The comparison and analysis of schematic solutions for the given component have been performed and the hardware and software features while working with the given microcircuit have been reviewed. The testing of the impedance meter, designed on AD5933 base, has been carried out and the comparison of the obtained results with the laboratory meter has been made.

Keywords: impedancemetry; impedance; agregometry.

Введение. В последние десятилетия практически во всех областях медицинского приборостроения (электрокардиографы, пульсометры, глюкометры, агрегометры и т.п.) наблюдается тенденция миниатюризации аппаратуры для персонального использования в диагностических целях (тест-системы). При этом для оценки физиологических параметров человека осуществляются измерение и мониторинг импеданса участков тела или экземпляров биологических жидкостей. Проанализировав работы [1–3], а также приняв во внимание развитие носимой техники на основе микроконтроллеров, можно сформулировать общие требования к блоку измерителя импеданса, предназначенного для применения в носимой медицинской аппаратуре:

- минимальные габариты для снижения массогабаритных характеристик конечного устройства;
- измеряемая величина – абсолютное значение (модуль) импеданса;
- диапазон измеряемой величины 100 Ом – 50 кОм;

- точность измерения не менее 10%;
- электрическая совместимость с наиболее распространенными компонентами (микроконтроллерами и микропроцессорами) для построения носимых аппаратов;
- минимальное количество внешних компонентов;
- низкая стоимость решения.

Для измерения импеданса существуют специализированные приборы – измерители RLC и анализаторы иммитанса. Основное применение первых заключается в измерении отдельных составляющих импеданса (омической, емкостной или индуктивной), а также производных параметров – добротности и тангенса угла диэлектрических потерь. Анализаторы иммитанса позволяют измерять модули импеданса и адмиттанса. Однако данные приборы непригодны для построения носимой аппаратуры ввиду конструктивного исполнения и массогабаритных показателей.

В настоящей работе анализируются результаты использования микросхемы AD5933 в качестве готового решения для построения носимой аппаратуры, при функционировании которой возникает необходимость измерения импеданса.

Функциональный состав измерителя импеданса. Функционально измеритель импеданса состоит из следующих блоков: генератор гармонического сигнала, анализатор напряжения и тока двуполюсника, блок обработки данных. Таким образом, измеряя амплитудное соотношение тока и напряжения, можно рассчитать модуль импеданса, а зная фазовую задержку между током и напряжением, можно вычислить аргумент импеданса. Построение анализатора с данным функциональным составом является технически сложной задачей.

В настоящее время существует решение в виде интегральной схемы AD5933 от производителя интегральной электроники Analog Devices. В данной микросхеме применяется метод цифровой обработки сигналов как для генерации тестового гармонического напряжения, так и для анализа тока двуполюсника. Функциональная схема AD5933 приведена на рис.1.

Микросхема AD5933 имеет все функциональные блоки, необходимые для построения измерителя импеданса [4]. Среди основных характеристик можно отметить следующие:

- встроенный DDS-генератор с максимальной частотой 100 кГц и разрешением по частоте менее 0,1 Гц;
- наличие режима качающейся частоты;

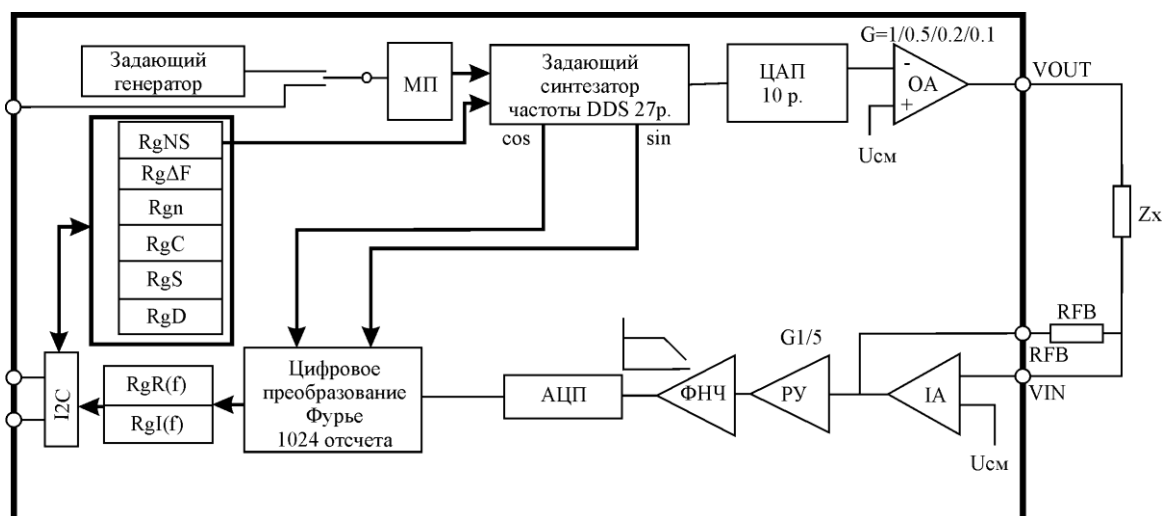


Рис.1. Функциональная схема AD5933

- диапазон абсолютного значения модуля измеряемого импеданса 1 кОм – 1 МОм с возможностью расширения нижней границы до 100 Ом;
- системная погрешность 0,5 %;
- наличие интерфейса I2C для коммуникации с другими устройствами системы;
- широкий диапазон рабочих температур: от -40° до $+125^{\circ}\text{C}$;
- миниатюрный корпус SSOP-16 (размеры менее 9×7 мм).

Схемотехнические особенности измерителя импеданса. Управление и информационный обмен с микросхемой AD5933 осуществляется с помощью шины I2C, что является одновременно и преимуществом, и недостатком. С одной стороны, многие современные контроллеры имеют в своем составе данный интерфейсный модуль, и построение микроконтроллерной системы в таком случае является простой задачей. С другой стороны, I2C – адресуемая шина, а адрес микросхемы фиксирован и не может быть изменен. Эта особенность усложняет постройку многоканального измерителя импеданса на базе данной микросхемы, что, однако, является несущественным недостатком.

При проектировании измерителя импеданса необходимо учитывать ряд аппаратных ограничений микросхемы AD5933:

- внутренний генератор имеет фиксированный набор величин размаха выходного сигнала (размах сигнала соответствует удвоенной амплитуде): 2; 1; 0,4; 0,2 В;
- выходное сопротивление генератора зависит от выдаваемого сигнала: 200 Ом; 2,4 кОм; 1,0 кОм и 600 Ом при размахе выходного сигнала 2; 1; 0,4; 0,2 В соответственно.

Выходное сопротивление генератора электрически образует последовательную цепь с анализируемым образцом, поэтому может вносить постоянную аддитивную погрешность в измерения. Для минимизации погрешности необходимо использовать конфигурацию генератора с минимальным выходным сопротивлением (в случае с данной микросхемой – 2 В) либо повторитель сигнала с более низким выходным сопротивлением. Этот прием описан в работе [4] как способ расширения диапазона измерений импеданса до 100 Ом.

В документации на микросхему AD5933 и на отладочный набор приведены рекомендуемые схемы аналоговой части (рис.2).

Можно отметить, что приведенные схемы содержат повторитель для снижения влияния выходного сопротивления генератора. Схемотехника цифровой части (подключение к микроконтроллеру или преобразователю интерфейса) является типовой для шины I2C: обе линии – SDA и SCL – должны быть подтянуты к питанию. При этом не требуется дополнительных согласующих элементов благодаря широкому диапазону напряжения питания микросхемы. По рекомендации производителя выводы питания аналоговой и цифровой частей следует соединить в непосредственной близости к корпусу. Аналогично следует поступить и с выводами цифровой и аналоговой земель. Тактирование цифровой части микросхемы может осуществляться как внешним генератором прямоугольных импульсов, так и от встроенного генератора на 16 МГц.

Калибровка микросхемы AD5933 проводится при первом включении прибора. В качестве тестируемого двухполюсника вручную подключается резистор заранее известного номинала. В схеме предусмотрен переключатель каналов, который при включении прибора автоматически осуществляет коммутацию на калибровочный канал, а затем переключается на измерение образцов. На рис.3 приведена аналоговая часть схемы, разработанной с учетом описанных особенностей микросхемы AD5933.

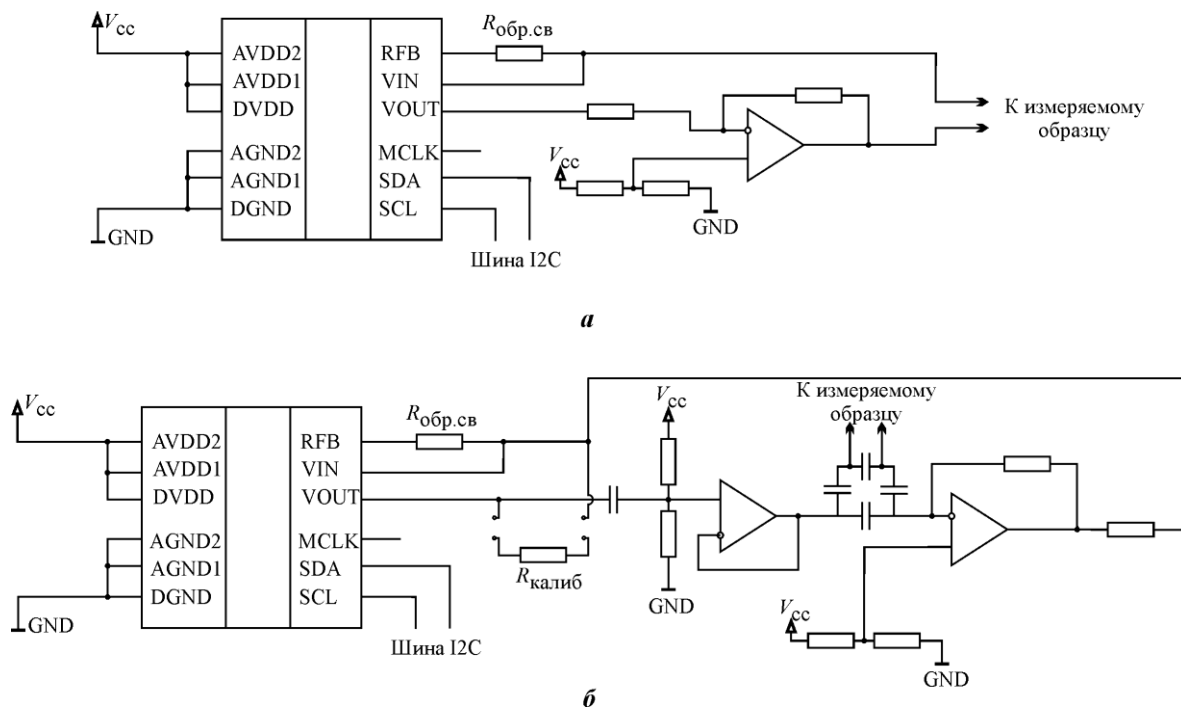


Рис.2. Схемотехнические решения для аналоговой части измерителя импеданса на базе микросхемы AD5933: а – схема из документации; б – схема ознакомительной платы от производителя

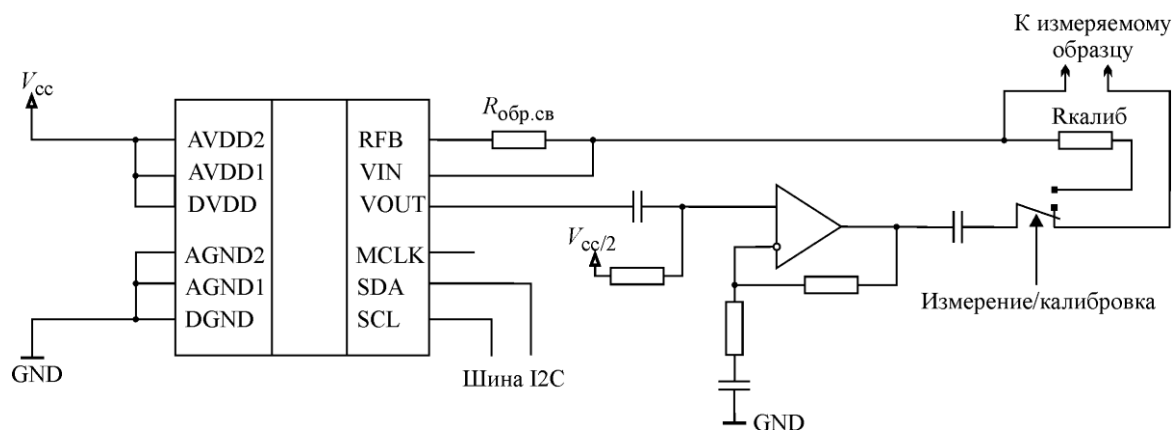


Рис.3. Аналоговая часть схемы измерителя импеданса с учетом особенностей микросхемы AD5933

Команды управления измерителем. При построении измерителя импеданса на базе микросхемы AD5933 необходимо учитывать, что для функционирования микросхемы требуется управляющее устройство, формирующее и посылающее команды для конфигурации и проведения измерений. Отладочная плата, предназначенная для ознакомления с микросхемой и проведения первичных экспериментов, содержит преобразователь I2C-UART и управляется ПК. При построении носимого оборудования управляющим устройством может являться микроконтроллер. Отметим, что каким бы ни было управляющее устройство, для корректного функционирования необходимо формирование последовательности команд согласно алгоритму работы микросхемы [4, 5].

Для конфигурации в микросхеме AD5933 предусмотрено несколько регистров: регистры управления, начальной частоты, числа приращений частоты, числа частотных дискретов, количества циклов ожидания для исключения влияния переходного процес-

са, статуса, данных термодатчика, действительной и мнимой частей адмиттанса. Посылка команд происходит в два этапа: выбирается необходимый регистр и режим (запись или чтение), затем записывается или считывается состояние выбранного регистра.

Важной особенностью микросхемы AD5933 является то, что при включении микросхема переходит в режим Power Down, т.е. находится в выключенном состоянии. Это необходимо учитывать при начальной инициализации микросхемы, состоящей из нескольких шагов:

1. Запись в регистр начальной частоты (запись частоты в двоичном виде относительно частоты тактирования по адресу 0x82-0x84).
2. Запись в регистр числа приращений частоты (запись числа приращений в двоичном виде по адресу 0x88-0x89).
3. Запись величины приращения частоты (запись величины инкремента в двоичном виде относительно частоты тактирования по адресу 0x85-0x87).
4. Установка уровня выходного сигнала (разряды D10-D9 регистра управления по адресу 0x80).
5. Перевод микросхемы во включенное состояние (код 0b1011 в разряды D15-D12 регистра управления по адресу 0x80).
6. Инициализация DDS-генератора начальной частотой (код 0b0001 в разряды D15-D12 регистра управления по адресу 0x80).

Также в процессе инициализации можно установить временную задержку перед измерением (регистры по адресу 0x8a и 0x8b). Однако данная процедура, как и установка других конфигурационных параметров, должна быть выполнена до перевода микросхемы во включенное состояние.

Процесс измерения осуществляется следующим образом:

1. Запуск измерения на начальной частоте (код 0b0010 в разряды D15-D12 регистра управления по адресу 0x80).
2. Ожидание окончания измерения (признак окончания измерения – появление «1» в разряде D1 регистра статуса по адресу 0x8f).
3. Считывание действительной и мнимой частей адмиттанса (содержимое регистров действительной и мнимой частей по адресам 0x94-0x95 и 0x96-0x97 соответственно). Данные в этих регистрах представлены в дополнительном коде, что не всегда по умолчанию совместимо со средами разработки программного обеспечения.
4. После считывания действительной и мнимой частей вычисление модуля проводимости и модуля импеданса. При вычислении данных величин необходимо учитывать коэффициент, вычисленный при калибровке.
5. Переход к следующей частоте или повторение измерения без изменения частоты (соответственно записать код 0b0011 или 0b0100 в разряды D15-D12 регистра управления по адресу 0x80).

Режим измерения можно дополнить включением микросхемы перед началом измерения и выключением после завершения измерения в целях снижения энергопотребления.

Калибровка измерителя. Для повышения точности измерений рекомендуется производить калибровку с некоторой периодичностью для уменьшения влияния изменения параметров окружающей среды на результат измерения. Для этого необходимо подключить в качестве измеряемого образца резистор известного номинала, осуществить измерение и вычислить модуль импеданса. Для широкого спектра частот импеданс резистора численно равен номиналу резистора, поэтому, сопоставляя данные ве-

личины, можно вычислить корректирующий множитель GF (Gain Factor по терминологии производителя):

$$GF = \frac{1}{R_{\text{калиб}}} \cdot \frac{1}{\sqrt{\text{Re}^2 + \text{Im}^2}},$$

где $R_{\text{калиб}}$ – номинал калибровочного резистора, Ом; Re и Im – действительная и мнимая части измеренного адмиттанса соответственно.

Данный коэффициент необходимо использовать при вычислении модуля импеданса в процедуре измерения:

$$|Z| = \frac{1}{GF} \cdot \frac{1}{\sqrt{\text{Re}^2 + \text{Im}^2}},$$

где $|Z|$ – значение модуля импеданса измеряемого двухполюсника.

Процедуру калибровки необходимо проводить каждый раз перед первым измерением импеданса. В этом случае калибровочный коэффициент служит масштабным множителем для адекватной интерпретации считанных из регистров числовых данных действительной и мнимой частей адмиттанса. При работе над построением измерителя импеданса разработана схема микропроцессорного устройства, осуществляющего управление, обработку данных и передачу результатов на ПК. В качестве управляющего узла выбран микроконтроллер фирмы Atmel семейства AtMega. Разработаны схема измерителя, топология печатной платы, программное обеспечение для микроконтроллера, затем на плату смонтированы компоненты. Для передачи данных на персональный компьютер использован преобразователь UART-USB.

Оценка результатов тестирования. Для оценки параметров измерителя проведены сравнительные испытания собранного прибора с лабораторным измерителем импеданса E7-20 производства ОАО «МНИПИ» (Республика Беларусь).

В качестве измеряемых образцов для проведения сравнительных испытаний выбраны радиокомпоненты, имеющие как чисто омическое сопротивление (резисторы), так и чисто реактивное (конденсаторы). Для всех компонентов измерен модуль импеданса на различных частотах, а затем проведено сравнение результатов измерения обоими приборами.

Измерения проводились в диапазоне частот 2–20 кГц с шагом 2 кГц и 20–70 кГц с шагом 5 кГц. Данные частоты выбраны для оценки применимости измерителя импеданса на базе микросхемы AD5933 в биомедицинских системах и индивидуальных носимых диагностических приборах. Более подробный шаг в диапазоне частот 2–20 кГц выбран с целью оценки работы измерителя для применения в приборах, анализирующих параметры организма по образцу капиллярной крови [1–3]. Для омических сопротивлений модуль импеданса численно совпадает с величиной сопротивления и не зависит от частоты сигнала.

Проведенные испытания показали, что при использовании разработанного измерителя наименьшее отклонение измерений достигается в диапазоне модуля импеданса 2,2–47 кОм. Относительное отклонение измерения при этом составляет менее 7% во всем тестируемом диапазоне частот. При значениях 2,2–22 кОм во всем диапазоне частот отклонение не превышает 3,5%. Для конденсаторов отклонение измерений не превышает 10% при модуле импеданса в диапазоне 2–45 кОм, а в диапазоне 2–20 кОм отклонение не превышает 5%.

Заключение. По результатам испытаний можно сделать вывод, что измеритель импеданса на базе микросхемы AD5933 позволяет получать достоверные результаты при измеряемом импедансе от 2 до 50 кОм в диапазоне частот 2–20 кГц. Отклонение результатов измерения не превышает 10% от результатов измерения специализированным лабораторным прибором. Данные ограничения, однако, не являются решающими при проектировании медицинских систем и носимых устройств, в которых необходим мониторинг импеданса.

Литература

1. **Connelly J.A., Buckler M.J.** The continuous measurement of resistivity and permittivity of human blood plasma during coagulation // *Medical and Biological Engineering*. – 1975. – Vol. 13(4). – P. 523–530.
2. **Bharati S. R., Parvathi C S., Bhaskar P.** Atmel microcontroller based human blood conductivity measurement system // *IJEE*. – 2013. – Vol. 5. – N. 2. – P. 115–118.
3. **Kin Fong Lei, Kuan-Hao Chen, Po-Hsiang Tsui, Ngan-Ming Tsang.** Real-time electrical impedimetric monitoring of blood coagulation process under temperature and hematocrit variations conducted in a microfluidic chip // *Plos One*. – 2013. – URL: <http://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0076243> (дата обращения: 10.11.2015).
4. 1 MSPS, 12-Bit Impedance Converter, Network Analyzer AD5933. – URL: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD5933.pdf> (дата обращения: 10.11.2015).
5. **Образцов С., Троицкий Ю.** Прецизионный конвертор импеданса AD5933 // *Современная электроника*. – 2009. – № 9. – С. 12–15.

Статья поступила
27 ноября 2015 г.

Базаев Николай Александрович – кандидат технических наук, доцент кафедры биомедицинских систем МИЭТ. *Область научных интересов:* математическое моделирование, биомедицинские системы, инженерия искусственных органов.

Пряжиялговская Ангелина Владиславовна – магистрант кафедры вычислительной техники (ВТ) МИЭТ. *Область научных интересов:* микроконтроллерные устройства, биомедицинские системы.

Руденко Павел Алексеевич – аспирант кафедры ВТ МИЭТ. *Область научных интересов:* схемотехника и программное обеспечение встраиваемых систем, биомедицинские системы, микроконтроллерные устройства. **E-mail:** rudenko.pavel.a@gmail.com