

А.С. Баширов¹, Д.А. Баловнев¹, А.Ю. Смирнов¹

¹ПАО «ИНЭУМ им. И.С. Брука»

A. Bashirov, D. Balovnev, A. Smirnov

**ОЦЕНКА ВОЗМОЖНОСТЕЙ МИКРОСХЕМЫ AD5933 ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ
ИМПЕДАНСА ЭЛЕКТРОДОВ В УСТРОЙСТВАХ «ИНТЕРФЕЙС МОЗГ-
КОМПЬЮТЕР»**

**EVALUATION OF THE APPLICABILITY OF THE AD5933 CHIP FOR ELECTRODE
IMPEDANCE MEASUREMENTS IN BRAIN-COMPUTER INTERFACE DEVICES**

В данной работе исследованы возможности применения микросхемы AD5933 для измерения импеданса контакта электродов ЭЭГ с кожей головы. Разработана схема измерений с аналоговым внешним интерфейсом, ограничивающая ток, протекающий через тело человека, в соответствии с требованиями ГОСТ IEC 60601-1-1. Изучены возможности измерения импеданса на малых частотах, близких к частотам сигналов ЭЭГ. Микросхема AD5933 признана пригодной для применения в целях мониторинга импеданса для неинвазивных устройств ИМК, основанных на анализе ЭЭГ.

In this paper we investigate the possibility of using IC AD5933 to measure the contact impedance of the electrodes with the scalp. Measurement circuitry with an analog front end, which limits the current flowing through the human body in accordance with the requirements of IEC 60601-1-1 was developed. Studied the possibilities of measuring the impedance at low frequencies close to the frequencies of the EEG signals. AD5933 chip found suitable for use in order to monitor the impedance for the non-invasive BCI devices, based on the analysis of the EEG.

Ключевые слова: AD5933, импеданс, ЭЭГ, электроды, ИМК, система-на-кристалле.

Keywords: AD5933, electrodes, EEG, impedance, BCI, system-on-chip.

Введение

Системы «Интерфейс Мозг-Компьютер» (ИМК), основанные на анализе электроэнцефалограммы (ЭЭГ) пользователя неинвазивным методом, получают всё

большее распространение и постепенно выходят за рамки сугубо исследовательских применений.

Неинвазивный метод съёма ЭЭГ подразумевает размещение определённого количества электродов на голове. Поскольку электрические потенциалы головного мозга имеют очень низкое соотношение сигнал/шум, необходимо измерение импеданса контакта электродов с кожей головы с целью удостовериться, что величина импеданса не превышает 20 кОм [1]. В противном случае, из-за возрастающих помех точность распознавания команд ИМК резко снижается. Это особенно важно при применении сухих электродов, которые гораздо удобнее для пользователя и набирают всё большую популярность [2, 3]. Поэтому контроль импеданса электродов, размещённых на голове пользователя, является необходимым условием для функционирования систем ИМК, основанных на анализе ЭЭГ.

В данной работе исследуется возможность применения микросхемы AD5933 фирмы Analog Devices [4] для измерения импеданса электродов систем ИМК. Микросхема представляет собой прецизионный конвертер импеданса, обеспечивающий измерение активной и реактивной составляющих в широком диапазоне частот [5]. Имеются публикации об успешном применении AD5933 для измерения биоимпеданса [6-9], в т.ч. для регистрации электрокардиограммы (ЭКГ) носимым портативным измерителем [10].

В ходе данного исследования была разработана схема измерений с дополнительным аналоговым внешним интерфейсом, параметры которой приведены в соответствие требованиям ГОСТ ИЕС 60601-1-1 по максимальному току, протекающему через тело человека, проведены измерения импеданса эквивалентных схем и оценена точность измерений.

Методика и материалы

Устройство и принцип работы AD5933

Устройство прецизионного конвертера импеданса AD5933 представлено на рис. 1.

Сигнал переменного тока с заданной частотой формируется встроенным цифровым синтезатором, который тактируется либо от внешнего источника, либо от внутреннего генератора 16 МГц. После прохождения через измеряемое комплексное сопротивление (импеданс) сигнал поступает на входной программируемый усилитель, фильтруется и оцифровывается. Далее происходит дискретное преобразование Фурье, и полученные действительная и мнимая части становятся доступны для считывания по шине I2C управляющим микроконтроллером. Кроме того, микроконтроллер может устанавливать частоту, задержку и амплитуду выходного сигнала, а также коэффициент усиления на входе. Также есть возможность производить измерение в спектре частот с программируемым шагом.

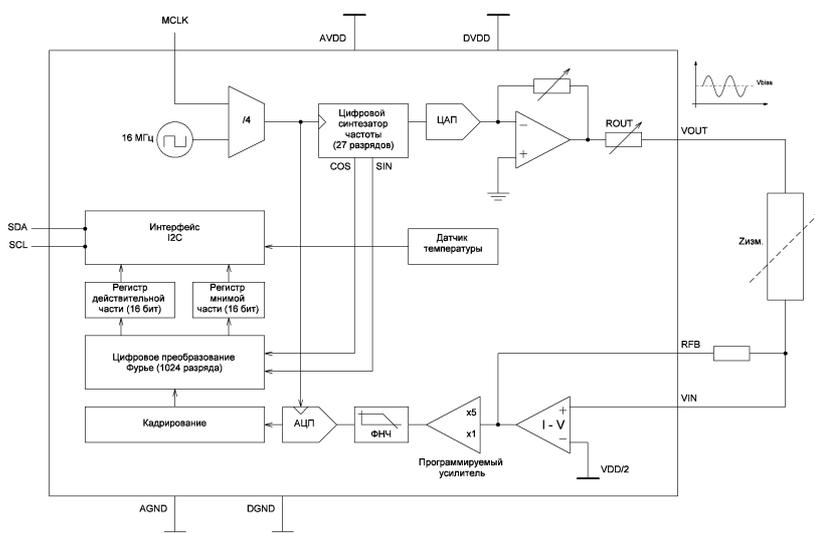


Рисунок 1. Устройство прецизионного конвертера импеданса AD5933

Процесс коммуникации AD5922 с микроконтроллером по шине I2C подробно описан в [4, 11] и выходит за рамки данной работы.

Внешний аналоговый интерфейс (Analog Front-End)

Производитель рекомендует использовать внешние операционные усилители для увеличения точности измерений [11, 12]. На рис. 2 представлен внешний аналоговый интерфейс (Analog front-end), в котором используется микросхема AD8629 – двоянный

операционный усилитель с полным размахом входного и выходного сигнала и нулевым дрейфом. Основное предназначение внешнего интерфейса – расширить динамический диапазон АЦП за счёт приведения смещения напряжения V_{BIAS} выходного измерительного сигнала к $V_{DD}/2$, что соответствует входному ОУ, и уменьшить выходной импеданс измерительной схемы, поскольку он суммируется с измеряемым и может вносить существенную погрешность.

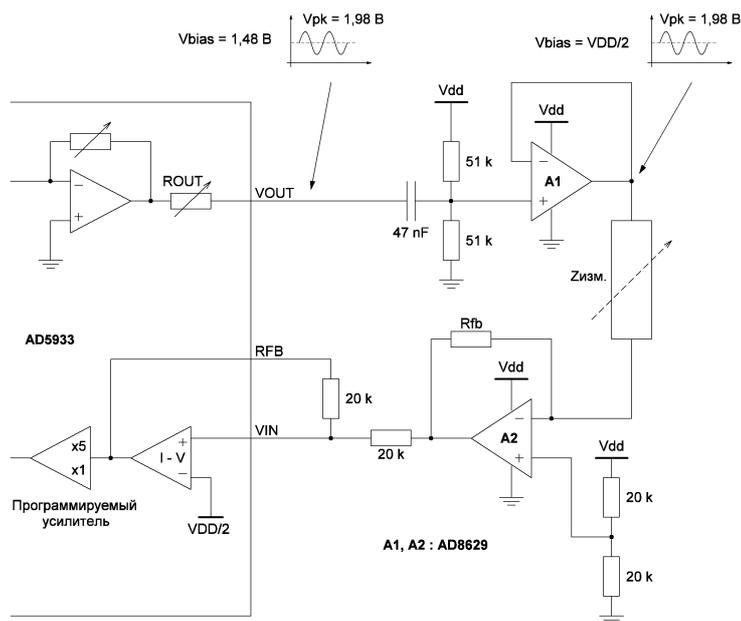


Рисунок 2. Внешний аналоговый интерфейс (Analog front-end)

Выбор частот

ИМК анализирует сигналы ЭЭГ, которые находятся в пределах 1-30 Гц. В первую очередь представляет интерес измерение импеданса на этих частотах. Однако, ввиду того что тактирование синтезатора частоты AD5933 и АЦП обеспечивается одним источником, измерение на низких частотах может занимать существенное время. Измерения на частотах выше 1 кГц подробно описаны в ряде работ [6-8, 10, 13] и в данном исследовании не рассматриваются.

В данной работе измерения проводились на частотах 10, 50, 500 и 1000 Гц. Поскольку измерение на таких частотах от внутреннего генератора AD5933 приводит к

большой погрешности [11], необходимо применять внешний настраиваемый источник тактового сигнала. Согласно [14] для измерительных частот есть соответствующая частота внешнего тактового генератора (табл. 1).

Таблица 1. Соответствие частоты внешнего тактового генератора минимальной частоте измерительного сигнала

Частота измерительного сигнала	Частота внешнего тактового генератора
1000 Гц	4 МГц
500 Гц	2 МГц
50 Гц	100 кГц
10 Гц	25 кГц

Выбор диапазона измерений

Согласно ГОСТ ИЕС 60601-1-1, величина тока через тело человека не должна превышать 100 мкА в рабочем режиме [15]. Напряжение питания измерительной системы V_{DD} $U_{VDD} = 3,3$ В. Для соответствия стандарту в измерительную цепь установлен защитный резистор, величина сопротивления которого $R_{защ} = 100$ кОм. В соответствии с формулой $I_{чел} = U_{VDD} / R_{защ}$, величина тока $I_{чел} \leq 33$ мкА. Таким образом, минимальный измеряемый импеданс ограничен величиной защитного резистора и равен 100 кОм.

Сверху диапазон ограничен возможностью АЦП. Согласно [11] отношение максимальной измеряемой величины к минимальной не может превышать 45 при использовании внешнего аналогового интерфейса, следовательно, максимальный измеряемый импеданс ограничен 4,5 Мом (100 кОм×45).

Коэффициент усиления

Встроенный входной программируемый усилитель (PGA) в AD5933 может быть настроен на коэффициент усиления, равный 5 или 1. Поскольку данных о влиянии коэффициента усиления на точность измерений нет, эксперименты проводились с обоими вариантами коэффициента усиления.

Резистор обратной связи R_{FB}

Согласно [11], при использовании внешнего аналогового интерфейса величина сопротивления резистора обратной связи R_{FB} зависит от напряжения питания аналоговой измерительной цепи AV_{DD} , выбранного коэффициента усиления входного усилителя GAIN, величины амплитуды синусоиды измерительного сигнала V_{PK} и нижней границы диапазона измеряемого импеданса Z_{min} :

$$R_{FB} = \left(\frac{AV_{DD} - 0,2}{2} \right) \frac{Z_{min}}{V_{PK}} \times \frac{1}{GAIN}.$$

Для улучшения соотношения сигнал/шум рекомендуется устанавливать максимальное значение V_{PK} [11]. В данной работе во всех измерениях AD5933 величина V_{PK} запрограммирована на максимальное значение, равное 1,98 В. В связи с чем в зависимости от величины GAIN резистор обратной связи R_{FB} может иметь сопротивление ~13,1 кОм (GAIN=5) либо ~65,6 кОм (GAIN=1). В данной работе использовались ближайšie по номиналу резисторы с допуском не более 1%.

Калибровка

Калибровка оказывает существенное влияние на точность измерений [13]. Процесс калибровки заключается в вычислении коэффициента передачи при помощи эталонного комплексного сопротивления, в качестве которого в соответствии с рекомендациями производителя используется резистор соответствующей величины в зависимости от желаемого диапазона измерений. Также при этом вычисляется фаза измерительной системы, величина которой учитывается при определении активной и реактивной составляющих импеданса. Подробно процесс вычисления описан в [2, 11]. Величина эталонного резистора определяется формулой:

$$R_{CAL} = (Z_{min} + Z_{max}) \times \frac{1}{3}.$$

В данной работе исследовались три диапазона измерений, для каждого из которых вычислена величина эталонного резистора. При этом учитывалось, что в цепи присутствует защитный резистор с сопротивлением $R_{\text{защ}} = 100 \text{ кОм}$.

Таблица 2. Величина эталонного резистора для трех диапазонов измерений

Диапазон	Соотношение	Сопротивление калибровки	Эталонный резистор
100 кОм – 1,0 МОм	×10	366 кОм	260 кОм
100 кОм – 3,0 МОм	×30	1,03 МОм	1,0 МОм
100 кОм – 4,5 МОм	×45	1,53 МОм	1,2 МОм

Измерительная система

С целью проведения серии экспериментов с различными параметрами была разработана измерительная схема с управлением от микроконтроллера, структурная схема которой представлена на рис. 3.

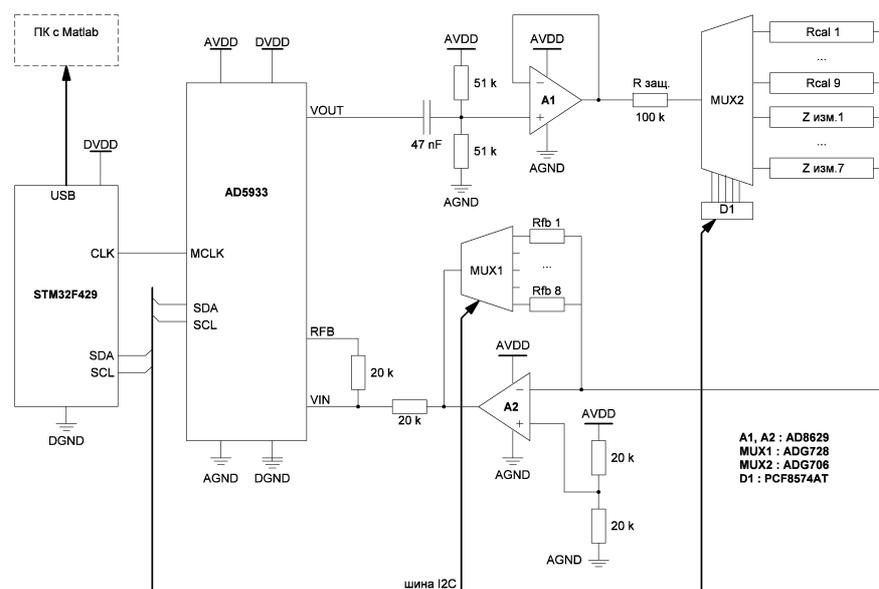


Рисунок 3. Структурная схема измерительной системы

Микроконтроллер STM32F429 по шине I2C управляет режимом работы AD5933 и двумя мультиплексорами. Тактирование AD5933 также осуществляется от микроконтроллера. Предусмотрена связь с компьютером по шине USB. Благодаря наличию мультиплексоров микроконтроллер может включать в цепь различные резисторы

обратной связи R_{FB} и резисторы для калибровки R_{CAL} . После завершения калибровки измерительный сигнал переключается последовательно по ряду неизвестных комплексных сопротивлений $Z_{изм}$, для каждого из которых вычисляется значение импеданса. Полученные данные отправляются по шине USB в компьютер для дальнейшей обработки в Matlab.

На рис. 3 представлен модуль измерителя импеданса в двух исполнениях: а – для носимой на голове человека системы ИМК; б – в составе испытательного стенда; в качестве управляющего модуля используется демонстрационная плата STM32F429-DISCO на базе микроконтроллера STM32F429ZIT6U с дисплеем, портом USB и интерфейсом I2C; показан набор тестовых резисторов и конденсаторов.

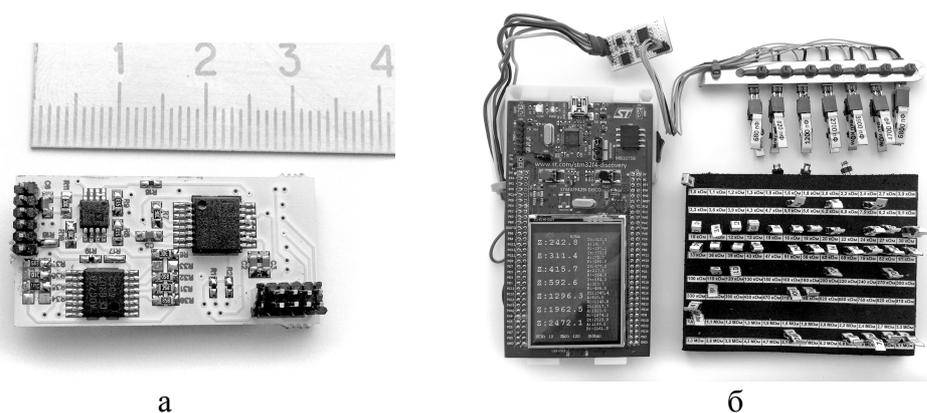


Рисунок 4. Модуль измерителя импеданса на базе AD5933: а – версия для носимой на голове человека системы ИМК; б – в составе испытательного стенда

Тестовый набор сопротивлений

Использовались резисторы и конденсаторы с допуском 5%, каждый из элементов проверен с помощью мультиметра Fluke 289 (погрешность измерения сопротивлений 0,05%, погрешность измерения ёмкостей 1%).

Измерения проводились для трёх групп сопротивлений: только активные (резисторы), только реактивные (конденсаторы) и комплексные (резистор и конденсатор, соединённые параллельно).

Обработка данных

Каждое измерение производилось пять раз, в дальнейшем результаты усреднялись. Измерения производились на одной частоте. Учитывалось присутствие в измерительной цепи защитного резистора сопротивлением 100 кОм. Для каждого эксперимента вычислялась приведённая погрешность измерений по формуле:

$$\gamma_x = \frac{|X_{\text{изм}} - X_{\text{истин}}|}{X_{\text{max}}}$$

Результаты

Измерение активного сопротивления

Тестовый резистор включен в цепь согласно схеме, представленной на рис. 5. Результаты измерений, сгруппированные по частотам, представлены на графиках (рис. 6а – 6г).

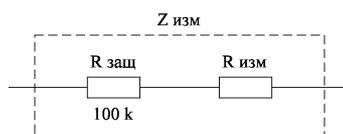


Рисунок 5. Схема включения активного сопротивления в измерительную цепь

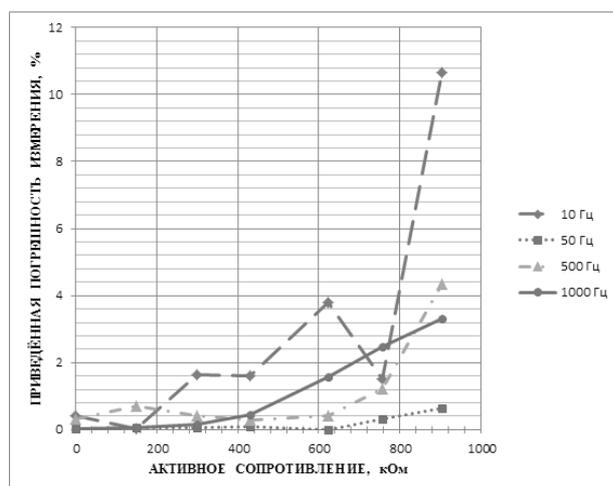


Рисунок 6а. Погрешности измерений при параметрах: диапазон 100 кОм – 1 МОм (RCAL=260 кОм), GAIN=1 (RFB=65 кОм)

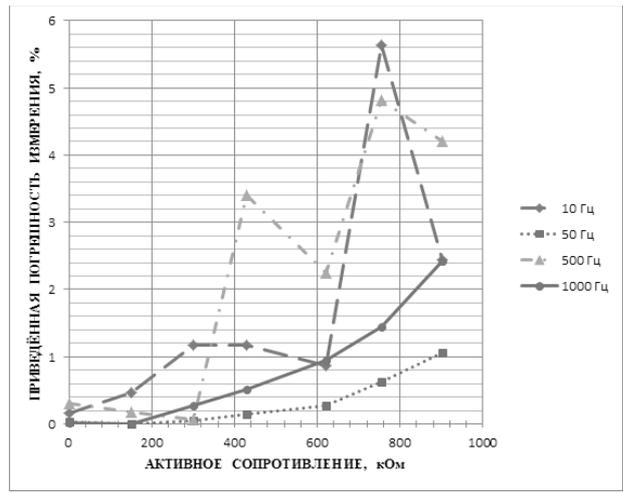


Рисунок 6б. Погрешности измерений при параметрах: диапазон 100 кОм – 1 МОм (RCAL=260 кОм), GAIN=5 (RFB=12,4 кОм)

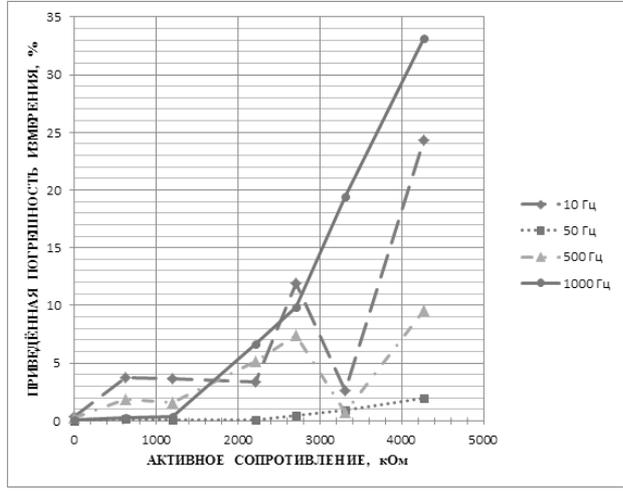


Рисунок 6в. Погрешности измерений при параметрах: диапазон 100 кОм – 4,5 МОм (RCAL=1,2 МОм), GAIN=1 (RFB=65 кОм)

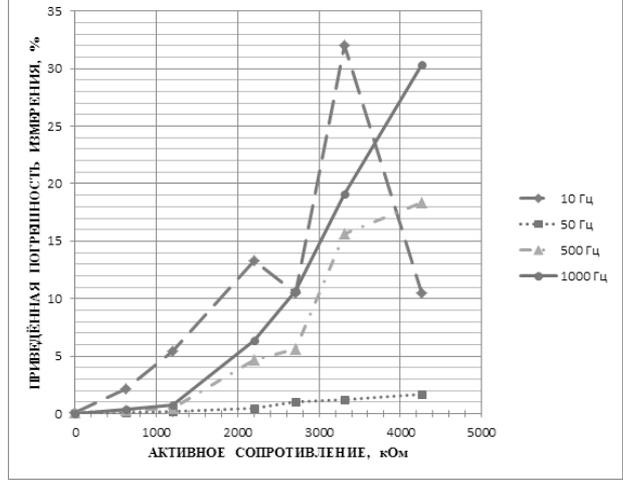


Рисунок 6г. Погрешности измерений при параметрах: диапазон 100 кОм – 4,5 МОм (RCAL=1,2 МОм), GAIN = 5 (RFB = 12,4 кОм).

На частоте 10 Гц результат измерений крайне нестабилен и процент погрешности весьма высок. Измерения на 50 Гц демонстрируют самый стабильный результат, погрешность не более 1%. Измерения с частотой 500 Гц дают погрешность до 5%, с частотой 1000 Гц до 3%. При установке коэффициента усиления GAIN равным 5 точность существенно ухудшилась для всех частот, кроме 50 Гц.

Измерение реактивного сопротивления

Тестовый конденсатор включен в цепь согласно схеме, представленной на рис. 7. Результаты измерений представлены на графиках (рис. 8а – 8г).

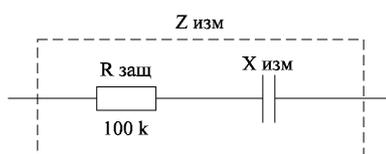


Рисунок 7. Схема включения реактивного сопротивления в измерительную цепь

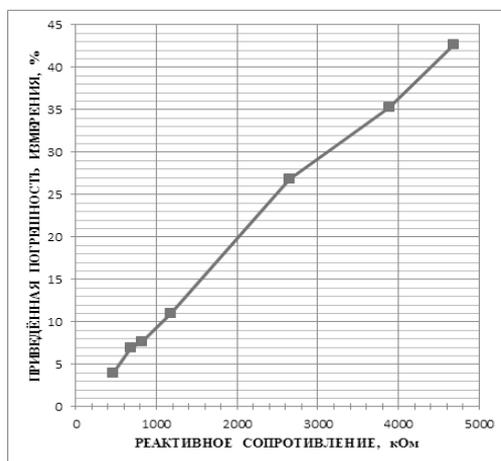


Рисунок 8а. Погрешности измерений при параметрах: измерительная частота 50 Гц, диапазон 100 кОм – 4,5 МОм (RCAL=1,2 МОм), GAIN=5 (RFB=12,4 кОм)

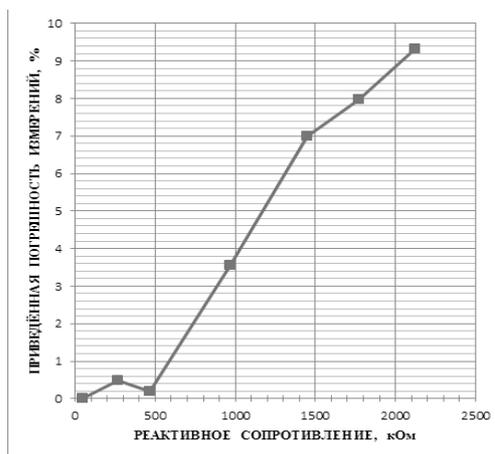


Рисунок 8б. Погрешности измерений при параметрах: измерительная частота 500 Гц, диапазон 100 кОм – 3,0 МОм (RCAL=1,0 МОм), GAIN=5 (RFB=12,4 кОм)

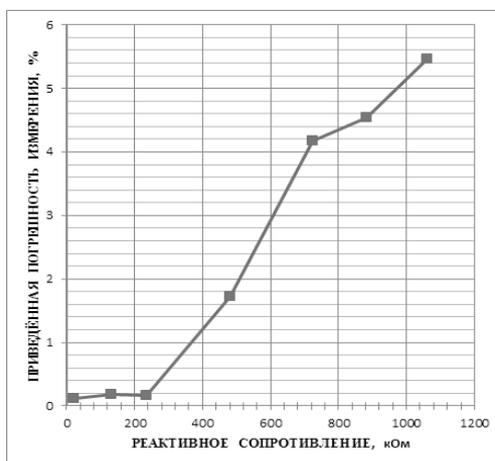


Рисунок 8в. Погрешности измерений при параметрах: измерительная частота 1000 Гц, диапазон 100 кОм – 1,0 МОм (RCAL=260 МОм), GAIN=5 (RFB=12,4 кОм)

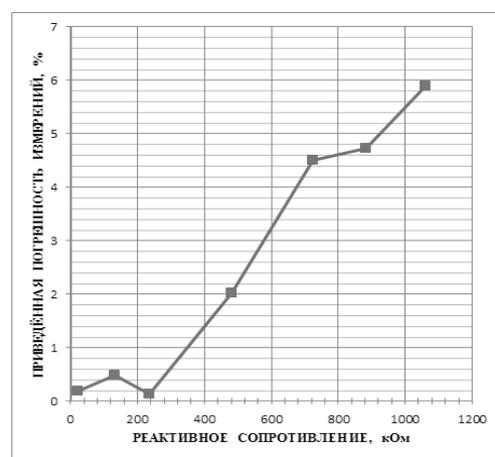


Рисунок 8г. Погрешности измерений при параметрах: измерительная частота 1000 Гц, диапазон 100 кОм – 3,0 МОм (RCAL=1,0 МОм), GAIN=5 (RFB=12,4 кОм)

На 50 Гц погрешность в измерении реактивного сопротивления (реактанса) стабильно возрастает с ростом величины сопротивления на всём диапазоне и достигает 43% при измерении реактанса порядка 4,5 МОм. С измерительной частотой 500 Гц погрешность снижается до 10% в диапазоне до 3,0 МОм. Наилучший результат в измерении реактанса зафиксирован на частоте 1000 Гц в диапазоне до 1,0 МОм, величина погрешности не превышает 6%. С изменением настройки на больший диапазон (до 3 МОм) при той же частоте (1000 Гц) картина существенно не изменилась.

Измерение комплексного сопротивления

Тестовое комплексное сопротивление включено в цепь согласно схеме, представленной на рис. 9. Результаты измерений представлены на графиках (рис. 10а – 10г).

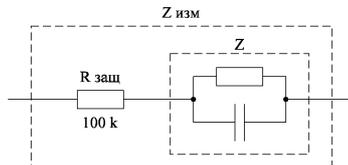


Рисунок 9. Схема включения комплексного сопротивления в измерительную цепь

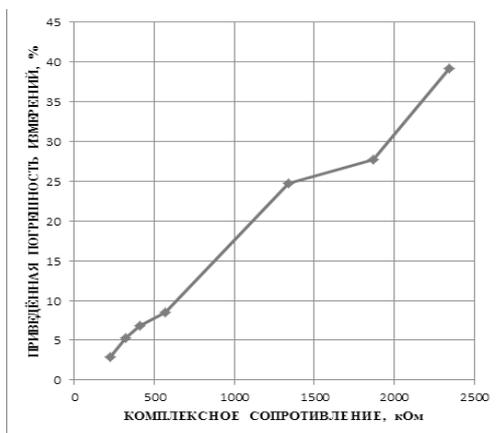


Рисунок 10а. Погрешности измерений при параметрах: измерительная частота 50 Гц, диапазон 100 кОм – 4,5 МОм (RCAL=1,2 МОм), GAIN=5 (RFB=12,4 кОм)

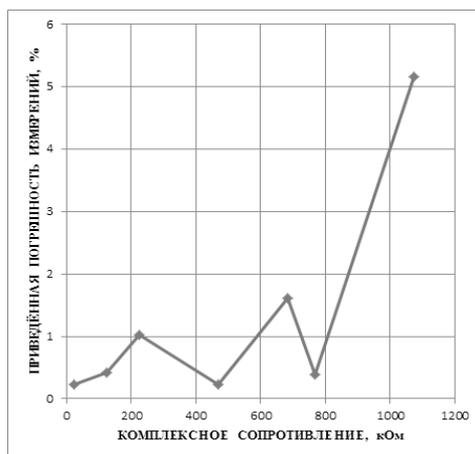


Рисунок 10б. Погрешности измерений при параметрах: измерительная частота 500 Гц, диапазон 100 кОм – 3,0 МОм (RCAL=1,0 МОм), GAIN=5 (RFB=12,4 кОм)

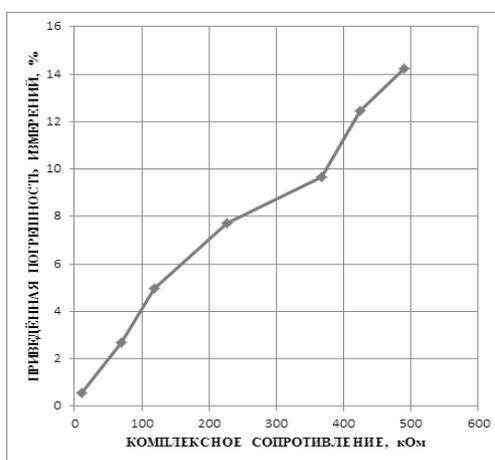


Рисунок 10в. Погрешности измерений при параметрах: измерительная частота 1000 Гц, диапазон 100 кОм – 1,0 МОм (RCAL=240 кОм), GAIN=5 (RFB=12,4 кОм)

При 50 Гц погрешность возрастает на всём диапазоне и достигает 40% при измерении комплексного сопротивления величиной 2,2 МОм. Измерения на частоте 500 Гц в диапазоне до 3,0 МОм не выявляют погрешностей более чем на 6%. Однако с повышением частоты до 1000 Гц погрешность возрастает до 15% уже при измерении комплексного сопротивления величиной в 500 кОм.

Выводы

Графики показывают, что погрешность измерений возрастает с ростом измеряемого

импеданса, причём в некоторых случаях весьма существенно. Темп нарастания погрешности зависит от частоты, но явной зависимости не наблюдается.

Параметр GAIN также значительного влияния на точность измерений не оказывает.

На низких частотах скорость измерений занимает ощутимое время: порядка 3-5 с для 50 Гц и порядка 500 мс для 500 Гц.

На практике импеданс электродов считается приемлемым, если он меньше 20 кОм [1]. В случае сухих электродов эта величина может быть несколько выше, но с ростом импеданса ухудшается соотношение сигнал/шум, поэтому при импедансе свыше 100 кОм контакт обычно считается непригодным для регистрации ЭЭГ.

Точность измерений комплексного сопротивления с помощью AD5933 в диапазоне 100 кОм – 1,0 МОм достаточно высока (порядка 1-5%) для применения в системах ИМК.

Данная микросхема обладает компактными размерами (корпус SSOP-16), проста в применении, не нуждается в настройке схемы (калибровка производится программным методом) и обладает относительно низкой рыночной стоимостью.

Из вышесказанного следует, что микросхема AD5933 является перспективным решением для создания системы мониторинга импеданса электродов в неинвазивных системах ИМК, основанных на анализе ЭЭГ.

ЛИТЕРАТУРА

- 1. Нейрофизиологические исследования в клинике // НИИ Нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко РАМН. – М.: Антидор, 2001.*
- 2. Chi Y.M., Jung T., Cauwenberghs G. Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review // IEEE Rev. Biomed. Eng. IEEE, 2010. Vol. 3. P. 106-119.*
- 3. Lin C.T. et al. Novel dry polymer foam electrodes for long-term EEG measurement // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2011. Vol. 58, № 5. P. 1200–1207.*
- 4. Analog Devices. AD5933: 1 MSPS, 12-Bit Impedance Converter, Network Analyzer [Электронный ресурс]. 2013. URL: <http://www.analog.com/media/en/technical->*

documentation/data-sheets/AD5933.pdf (дата доступа: 08.02.2015).

5. Образцов С., Троицкий Ю. Прецизионный Конвертор Импеданса AD5933 // Современная электроника. – 2009. – Вып. 9. – С. 12-15.

6. Ferreira J., Seoane F., Lindecrantz K. AD5933-based electrical bioimpedance spectrometer. Towards textile-enabled applications // Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS. 2011. P. 3282-3285.

7. Van Grinsven B. et al. Customized impedance spectroscopy device as possible sensor platform for biosensor applications // Phys. Status Solidi. 2010. Vol. 207, № 4. P. 919-923.

8. Margo C. et al. A four-electrode low frequency impedance spectroscopy measurement system using the AD5933 measurement chip. // Physiol. Meas. 2013. Vol. 34, №4. P. 391-405.

9. Seoane F. et al. An analog front-end enables electrical impedance spectroscopy system on-chip for biomedical applications. // Physiol. Meas. 2008. Vol. 29, №6. P. S267-S278.

10. Ferreira J., Seoane F., Lindecrantz K. Portable bioimpedance monitor evaluation for continuous impedance measurements. Towards wearable plethysmography applications // Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS. 2013. P. 559-562.

11. Usach M. How to Configure the AD5933/AD5934 [Электронный ресурс]. 2013. URL: <http://www.analog.com/AN-1252> (дата доступа: 08.02.2015).

12. Analog Devices. High Accuracy Impedance Measurements Using 12-Bit Impedance Converters [Электронный ресурс]. 2013. URL: <http://www.analog.com/CN0217> (дата доступа: 08.02.2015).

13. Wandowski T., Malinowski P., Ostachowicz W. Calibration Problem of AD5933 Device for Electromechanical Impedance Measurements // EWSHM – 7th Eur. Work. Struct. Heal. Monit. 2014.

14. Analog Devices. Evaluating the AD5933 1 MSPS, 12-Bit Impedance Converter Network Analyzer [Электронный ресурс]. 2012. URL: <http://www.analog.com/UG-364> (дата доступа: 08.02.2015).

15. ГОСТ IEC 60601-1-1-2011. Изделия медицинские электрические. Часть 1-1. Общие требования безопасности. Требования безопасности к медицинским электрическим системам. – М.: Стандартинформ, 2013.

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ

Баширов Антон Сергеевич, старший инженер, аспирант, ПАО «Институт электронных управляющих машин им. И.С. Брука», 119334, Москва, ул. Вавилова, д. 24, (495)455-84-93, bashirov_a@ineum.ru.

Баловнев Дмитрий Андреевич, начальник отдела, ПАО «Институт электронных управляющих машин им. И.С. Брука», 119334, Москва, ул. Вавилова, д. 24, (495)455-57-91, balovnev_d@ineum.ru.

Смирнов Александр Юрьевич, к.филос.н., начальник лаборатории, ПАО «Институт электронных управляющих машин им. И.С. Брука», 119334, Москва, ул. Вавилова, д. 24, (495)455-57-91, arhsmirnov@mail.ru.