

Научная статья
УДК 615
DOI: <https://doi.org/10.18127/j15604136-202503-10>

Использование аналитических сигналов и синхронного детектирования для получения сигналов кожно-гальванической активности на переменном токе

В.И. Миргородский¹, В.В. Герасимов², А.В. Герус³, В.В. Дементенко⁴, А.П. Кундин⁵

^{1-3, 5} Фрязинский филиал ФГБУН «Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова» РАН (г. Фрязино, Московская обл., Россия)

⁴ ФГБУН «Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова» РАН (Москва, Россия)

¹ vim510488@gmail.com, ² vad_geras@mail.ru

Аннотация

Постановка проблемы. При регистрации сигналов кожно-гальванической активности нередко наблюдаются разнообразие шумов и помех, которые не позволяют записать эти сигналы с достаточным для практики качеством, поэтому улучшение качества регистрации стало важной проблемой.

Цель. Повысить качество приема сигналов кожно-гальванической активности на переменном токе с помощью аппарата аналитических сигналов и синхронного детектирования.

Результаты. Экспериментально показана плодотворность применения аппарата аналитических сигналов и синхронного детектирования для получения сигналов кожно-гальванической реакции на переменном токе. Это позволило получить более высокое, чем обычно, отношение сигнал/шум сигналов кожно-гальванической активности.

Практическая значимость. На основе регистрации сигналов кожно-гальванической активности разработаны и применяются приборы для контроля уровня бодрствования операторов, например, водителей автотранспорта. Улучшение качества регистрации сигналов кожно-гальванической активности позволит повысить качество работы таких приборов, что приведет к более безопасному дорожному движению и т.п.

Ключевые слова

Кожно-гальваническая активность, аналитические сигналы, синхронное детектирование

Работа выполнена в рамках госзадания № 075-00395-25-00 ИРЭ им. В.А. Котельникова РАН, тема: FFWZ-2025-0013.

Для цитирования

Миргородский В.И., Герасимов В.В., Герус А.В., Дементенко В.В., Кундин А.П. Использование аналитических сигналов и синхронного детектирования для получения сигналов кожно-гальванической активности на переменном токе // Биомедицинская радиоэлектроника. 2025. Т. 28. № 3. С. 87–94. DOI: <https://doi.org/10.18127/j15604136-202503-10>

A brief version in English is given at the end of the article

Введение

Интерес к кожно-гальваническому каналу получения информации о состоянии человека связан с тем обстоятельством, что эти сигналы в основном возникают в результате высшей нервной деятельности. Это делает их интересными в ряде практических применений, таких как детекторы лжи, приборы контроля дееспособности операторов и т.д.

Исследования кожно-гальванической реакции имеют давнюю историю, они начались еще в XIX веке.

В 1878 г. в Швейцарии Герман и Люкхингер (Hermann, Luchsinger) продемонстрировали связь электрической активности кожи с потовыми железами. Герман доказал, что электрическая активность в большей степени выражена в области ладоней, полагая, что активность потовых желез является при этом важным фактором [1].

В 1889 г. российский физиолог Иван Тарханов подтвердил, что происходят изменения электрической активности кожи при внутренних переживаниях, а также в ответ на сенсорное раздражение [2].

В 1921 г. в США студентом-медиком Калифорнийского университета и сотрудником полицейского департамента американского города Беркли штата Калифорния Джоном Огастусом Ларсоном был создан полиграф («детектор лжи»). Примерно в это же время в работе Марстона [3] сообщается об успешном применении разработанного им «детектора лжи» и тестов для использования с этим прибором.

В связи с практическим интересом было выполнено немало работ о разных аспектах и методах исследования кожно-гальванической реакции (КГР) [4, 5], в частности, в 1935 г. сообщалось об использовании для исследования КГР переменного тока [5].

В девяностых годах XX века появились работы по изучению возможностей использования КГР для оценки дееспособности испытуемых [6]. На их основе были разработаны приборы для предупреждения засыпания операторов и водителей различных транспортных средств. Подобные исследования проводились и относительно недавно [7, 8].

В настоящее время существует немало работ, посвященных различным аспектам КГР. В [9] проведена одновременная регистрация возникающего при КГР изменения межэлектродного потенциала и параметров электропроводности на переменном токе. В [10] предложена электронная схема для одновременной регистрации изменений потенциала и восприимчивости, показана адекватная работа предложенной схемы. Доказано, что поляризация межэлектродного промежутка, возникающая в процессе регистрации КГР, составляет единицы мВ.

В [11] исследованы АС- и DC-методы регистрации КГР, полученные результаты которых, в общих чертах, подобны, однако АС-метод предпочтителен, так как не приводит к поляризации объекта исследований, которая может в некоторых случаях исказить результаты. Там же [11] изучено использование векторного способа анализа принимаемых сигналов с помощью «lock-in amplifier» для выделения компонент импеданса.

При регистрации КГР обычно используются приборы для измерения сопротивления (типа омметров), которые, однако, должны обладать повышенной точностью. Это связано с тем, что изменения сопротивления в процессе КГР составляют, как правило, единицы процентов. Кроме того, поскольку измерения производятся с помощью электродов, располагающихся на теле человека, то это сопряжено с различными помехами: сетевыми, связанными с двигательной активностью и пр.

Ц е л ь р а б о т ы – усовершенствовать метод измерения параметров КГР для повышения точности, помехоустойчивости и надежности измерений, с использованием измерений на переменном токе в сочетании с аппаратом аналитических сигналов [12], на основе которого для повышения точности и помехоустойчивости применяется известный принцип синхронного детектирования.

При использовании методов, основанных на измерениях на переменном токе, вдобавок к величине межэлектродной активной составляющей (сопротивлению) получают еще и значения мнимой части импеданса, в данном случае электрической емкости, параметры которой по модулю сравнимы с активной составляющей импеданса и могут представлять практический интерес. Например, импеданс, в стандартной конфигурации электродов площадью 1 см^2 , расположенных на фаланге пальца, в параллельной схеме состоит из активной составляющей (сопротивления) обычно величиной $200 \text{ кОм} - 2000 \text{ кОм}$ и параллельной емкости величиной около 10^{-8} Ф , модуль которой на частоте около 30 Гц равняется 500 кОм , что сравнимо с величиной активной составляющей импеданса.

Экспериментальная методика

Для выполнения работы была разработана и изготовлена экспериментальная установка, состоящая из автономно (без подключения к сети) работающих генератора синусоидальных колебаний и аналого-цифрового преобразователя, с передачей данных по радиоканалу Blue Tooth. Это было сделано для достижения высокой чувствительности путем снижения уровней сетевых наводок и прочих помех, а также для обеспечения безопасности испытуемых путем их гальванической развязки от сети.

Возраст испытуемых был в диапазоне от 27 до 76 лет. Всего с ними было выполнено более 30 экспериментов. В процессе экспериментов испытуемые находились в лабораторных условиях при температуре 22°C , в положении сидя за столом, в состоянии покоя. Электроды из медной фольги площадью около 1 см^2 каждый, размещались на первой (дистальной) фаланге среднего пальца левой руки испытуемых.

На рис. 1 приведена схема экспериментальной установки.

В качестве источника зондирующего напряжения использовалось приложение «Signal generator», установленное на «iPhone5». Сопротивление нагрузки R_n – 43 кОм, частота зондирующего сигнала – 34 Гц, эффективное значение величины зондирующего сигнала – 100 мВ – 300 мВ.

В качестве АЦП использовалось восьмиканальное устройство на микросхеме AD1298, имеющее 24 разряда. Темп сбора данных по двум каналам – сигнальному и опорному – составлял 1 кГц, передача измеренных данных, как уже отмечалось, осуществлялась по радиоканалу Blue Tooth. АЦП было разработано и создано А.Н. Трощенко.

В процессе проведения экспериментов, дополнительно, для сравнения результатов, проводились измерения КГР и на постоянном токе, в этом случае величина зондирующего постоянного напряжения была больше, чем при измерениях на переменном токе, и составляла около 1,4 В.

Экспериментальные результаты

Далее представлены экспериментальные результаты, полученные на переменном и, для сравнения, на постоянном токе. Эксперименты проводились на шести клинически здоровых испытуемых.

Перед началом экспериментов испытуемые были осведомлены о предмете и процедуре исследования и подтверждали свое добровольное участие подписанием информированного согласия. Протоколы экспериментов одобрены этической комиссией Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН.

Необходимо отметить, что эксперименты производились последовательно, с помощью одних и тех же электродов, закрепленных на запястьях испытуемых. На рис. 2 представлены типичные результаты, полученные на одном из испытуемых.

Средняя величина активной части импеданса составляет величину около 270 кОм.

На рис. 3 представлен график зависимости, полученный на постоянном токе, на том же испытуемом, с теми же электродами, по времени непосредственно за экспериментом на переменном токе.

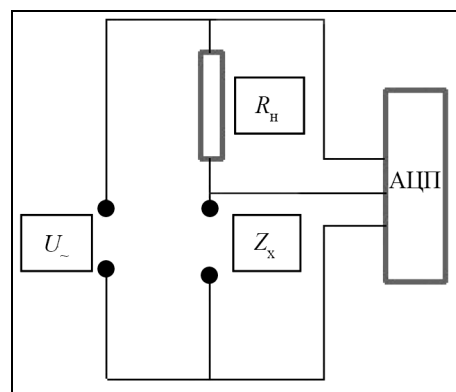


Рис. 1. Схема экспериментальной установки: U_{\sim} – источник зондирующего синусоидального напряжения; R_n – сопротивление нагрузки; Z_x – измеряемый импеданс; АЦП – аналого-цифровой преобразователь на основе микросхемы AD1298

Fig. 1. Experimental setup diagram. U_{\sim} is the source of the probing sinusoidal voltage, R_n is the load resistance, Z_x is the measured impedance, ADC is an analog-to-digital converter based on ADS1298

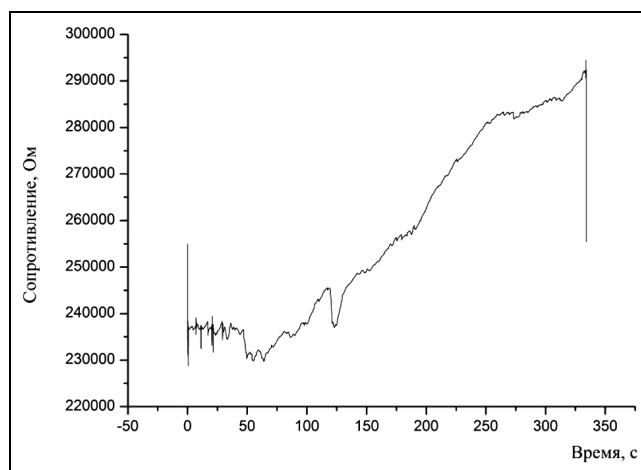


Рис. 2. График зависимости от времени активной части межэлектродного импеданса на переменном токе в параллельной схеме

Fig. 2. Time dependence of the active part of the interelectrode impedance on alternating current in a parallel circuit

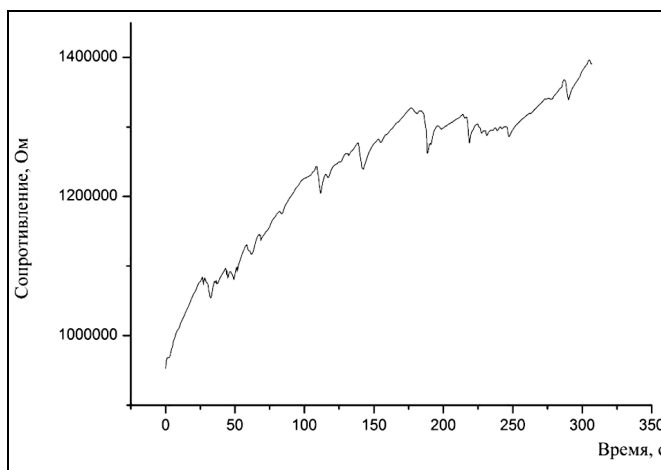


Рис. 3. График зависимости от времени межэлектродного сопротивления на постоянном токе

Fig. 3. Time dependence of the interelectrode resistance on direct current

Среднее сопротивление в этом случае составляет величину уже около 1300 кОм, т.е. почти в 7 раз больше, чем измеренная ранее величина активной составляющей импеданса.

Для подтверждения полученных результатов были выполнены еще два аналогичных измерения.

На рис. 4 приведен график, полученный непосредственно вслед за этими экспериментами, на переменном токе.

Среднее сопротивление составляет уже около 165 кОм.

На рис. 5 представлен график зависимости, полученный непосредственно за этим экспериментом на постоянном токе.

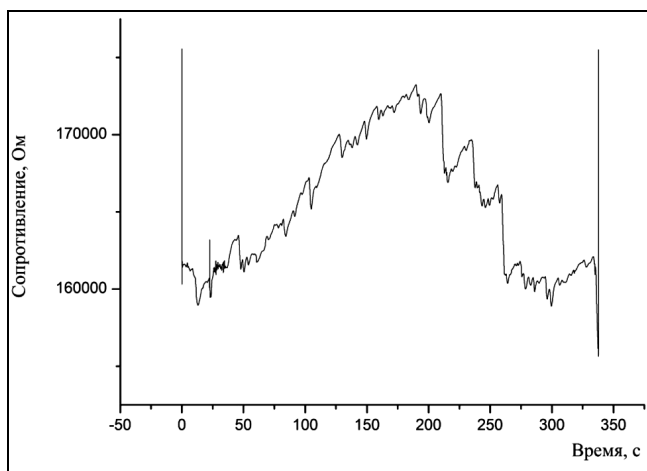


Рис. 4. График зависимости от времени активной части межэлектродного импеданса в параллельной схеме (третий эксперимент)

Fig. 4. Time dependence of the active part of the interelectrode impedance in a parallel circuit, third experiment

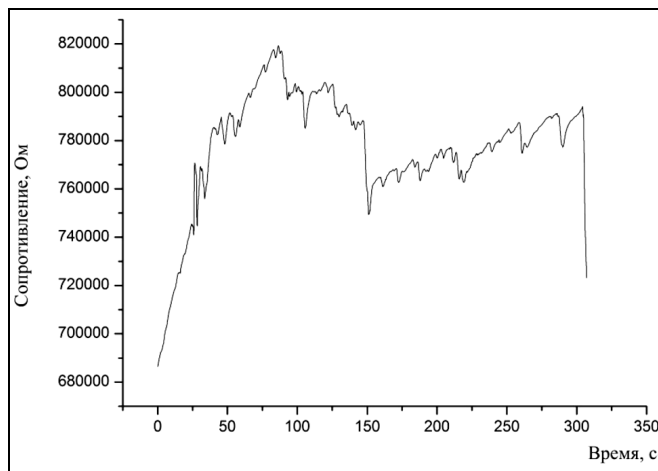


Рис. 5. График зависимости от времени межэлектродного сопротивления на постоянном токе

Fig. 5. Time dependence of the interelectrode resistance on direct current

Среднее сопротивление здесь составляет около 760 кОм, т.е. почти в 5 раз больше, чем на переменном токе.

Таким образом, из приведенных экспериментов видно, что сопротивление межэлектродного промежутка при измерениях на постоянном токе заметно больше (в 5–7 раз), чем при измерениях на переменном токе.

Обработка экспериментальных результатов

В результате экспериментов получены записи сигналов с объекта исследования – средний вход АЦП (см. рис. 1) и с генератора возбуждающего сигнала – верхний вход АЦП (см. рис. 1). Эти сигналы имели синусоидальную форму, однако у них были разные амплитуды и относительные сдвиги фаз. Для получения параметров измеряемого импеданса использовался подход, основанный на использовании аналитических сигналов [12].

На первом этапе для улучшения отношения сигнал/шум и основной сигнал, и опорный подвергались фильтрации в полосе частот (от $f_s - 3$ Гц до $f_s + 3$ Гц), примыкающей к частоте сигнала f_s .

На втором этапе обработки и основной, и опорный сигналы превращались в аналитические, для этого после фильтрации, в соответствии с [12], к исходным сигналам добавлялись умноженные на « i » – мнимую единицу, сигналы, прошедшие преобразование Гильберта (в гильбертову компоненту). Отметим, что преобразование Гильберта от $\cos(\omega t)$ дает $\sin(\omega t)$.

Превращение сигналов в аналитические продемонстрируем, как в [12]: пусть опорный сигнал имеет вид $a_1 \cdot \cos(\omega t)$, где a_1 – амплитуда; ω – частота; t – время, тогда к исходному сигналу добавляется умноженный на мнимую единицу прошедший преобразование Гильберта исходный сигнал. В результате получается аналитический сигнал в виде $a_1 \cdot (\cos(\omega t) + i \cdot \sin(\omega t))$, что, как известно, равно $a_1 \cdot e^{i\omega t}$. Аналогично поступаем и с основным (снимаемым с исследуемого объекта) сигналом, в результате получаем

аналитический сигнал $a_2 \cdot e^{(i\omega t + \varphi)}$, который имеет по сравнению с опорным сигналом ту же частоту ω , но в отличие от опорного сигнала – другую амплитуду a_2 и дополнительный фазовый сдвиг φ , возникающие из-за влияния измеряемого импеданса.

Далее осуществлялось синхронное детектирование, как основного, так и опорного сигнала, для чего сигналы умножались на комплексно сопряженный опорный сигнал [12]. В результате получались комплексные значения основного сигнала и опорного сигнала, из которых с учетом схемы (см. рис. 1), получаем комплексное значение измеряемого импеданса в последовательной схеме:

$$Z = 43 \cdot 10^3 / (\text{sig_baze} / \text{sig} - 1),$$

где Z – измеряемый импеданс; sig – сигнал, снимаемый с измеряемого импеданса; sig_baze – зондирующий (опорный) сигнал.

Из полученного значения импеданса вычисляем параметры элементов последовательной эквивалентной схемы:

$$R_s = \text{Real}(Z); C_s = -1 / (\text{Imag}(Z) \cdot \omega),$$

где R_s – активная составляющая импеданса в последовательной схеме; C_s – величина емкости в последовательной схеме; ω – круговая частота.

Из значений импеданса, выраженных в последовательной эквивалентной схеме, несложно получить выражения для параметров элементов параллельной эквивалентной схемы, представленной на рис. 6:

$$R_p = R_s \cdot \left(1 + 1 / (\omega^2 \cdot R_s^2 \cdot C_s^2)\right),$$

$$C_p = 1 / (\omega^2 \cdot R_s \cdot C_s \cdot R_p),$$

где R_p – активная составляющая импеданса в параллельной схеме; C_p – величина емкости в параллельной схеме; ω – круговая частота.

Такой выбор эквивалентной схемы вытекает из того, что сопротивление на постоянном токе, как уже указывалось выше, существенно больше величины активной составляющей на переменном токе. Кроме того, как следует из экспериментальных данных, реактивность межэлектродных промежутков на теле человека имеет выраженный емкостной характер.

Дополнительным соображением об адекватности приведенной эквивалентной схемы стало представление о том, что на поверхности кожи существует высокоомный слой с относительно редкими потовыми порами. При измерениях на постоянном токе основную роль в проводимости играют поры, поскольку протекание тока по площади электрода блокируется высокоомным слоем. Другое дело при измерениях на переменном токе – в проводимости начинает участвовать и емкость между электродами и телом испытуемого через высокоомный слой.

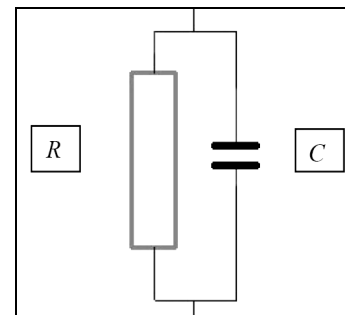


Рис. 6. Эквивалентная схема источника сигнала: $R = R_p$ – активная составляющая импеданса, $C = C_p$ – емкость, представляющая реактивную составляющую импеданса

Fig. 6. Equivalent circuit of the signal source: $R = R_p$ represents the active component of impedance, $C = C_p$ is the capacitance, representing the reactive component of impedance

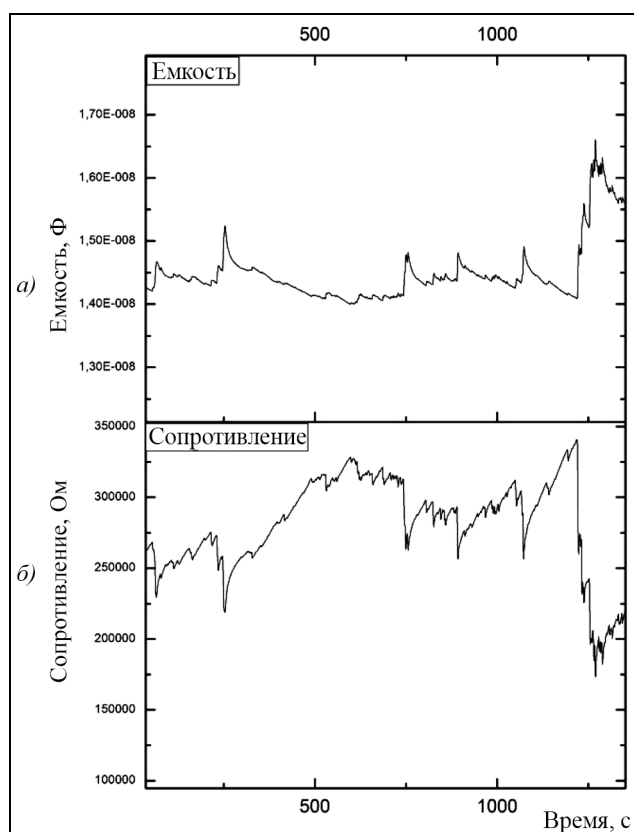


Рис. 7. Графическое представление зависимости реактивной (а) и активной (б) частей импеданса (емкости) при расположении электродов на запястье испытуемого

Fig. 7. Dependences of the active (lower graph) and reactive parts of impedance – capacitance (upper graph) when the electrodes are located on the subject's wrist

Измерения на переменном токе позволяют получить дополнительно к активной составляющей импеданса, еще и реактивную составляющую – емкость. Применяя изложенную выше процедуру, несложно получить из экспериментальных данных зависимости от времени параметров элементов эквивалентной схемы.

Пример такой зависимости представлен на рис. 7.

На рис. 7 наблюдаются выраженные сигналы КГР разных величин и соответствующие им выраженные изменения реактивной части (емкости). Причем в момент реализации сигнала КГР, когда происходит резкое уменьшение активной части сопротивления, видно столь же резкое увеличение емкости.

Анализ флуктуаций сигналов на приведенных графиках показывает их относительно малую величину, что свидетельствует о высоком качестве регистрации сигналов КГР.

Обсуждение результатов экспериментов

Таким образом, при использовании в качестве зондирующего напряжения синусоидального сигнала, а также при применении аппарата аналитических сигналов и синхронного детектирования возможно получение качественных параметров сигналов КГР, как их действительной части, так и мнимой.

Механизм изменения мнимой части импеданса КГР, как показывает анализ, состоит в том, что поскольку КГР осуществляется в результате выделения пота под электродами, то пот, заполняя имеющиеся там воздушные зазоры между кожей и электродами, из-за высокой, по сравнению с воздухом, диэлектрической проницаемости воды, приводит к увеличению емкости.

Интересно сравнить относительные величины флуктуаций на зависимостях от времени действительной и мнимой частей импеданса. Выполним измерения в соответствии с графиками на рис. 7, для чего выберем участки зависимостей с наименее быстрым изменением. В результате проделанных измерений оказалось, что относительная величина флуктуаций на зависимости активной части импеданса составила значение около $7 \cdot 10^{-5}$, в то время как измеренная так же относительная величина флуктуаций мнимой части имеет близкую величину – $6 \cdot 10^{-5}$. Таким образом, вопрос о том, что лучше, точнее характеризует КГР, – остается открытым.

Следует заметить, что проводились эксперименты и с повышенным значением зондирующего сигнала (вплоть до 300 мВ), при этом точность регистрации возрастала, однако начинали проявляться и нелинейные эффекты, искажающие форму сигналов ЭДР.

Заключение

Предложено и реализовано усовершенствование метода измерения параметров КГР с зондирующим переменным напряжением синусоидальной формы посредством использования аппарата аналитических сигналов и синхронного детектирования.

Показано, что таким образом возможно измерять параметры КГР с относительной точностью около 10^{-4} или 0,01%. Это вполне удовлетворяет требованиям известной нам практики, где обычно регистрируются сигналы КГР с минимальной величиной 0,2%.

Анализ также показал, что усовершенствованный метод обладает более высокой помехоустойчивостью по сравнению с традиционной регистрацией на постоянном токе. Это позволило использовать существенно меньшие величины зондирующего напряжения, чем на постоянном токе, обычно составляющие 1–1,5 В. На переменном токе точность регистрации реализуется при эффективном значении возбуждающего сигнала около 0,1 В, что позволило устранить влияние нелинейных эффектов при измерениях КГР.

Список источников

1. *Hermann L., Luchsinger B.* Uber die Secretionsstrome der Haut bei der Katze. Pflugers Archiv fur die gesamte Physiologie. 1878. V. 19. P. 300–319.
2. *Tarchanoff J.* Decharges electriques dans la peau de l'homme sous l'influence de l'excitation des organes de sens et de differentes formes d'activite' psychique'. Comptes Rendus des Se'ances de la Socie'te' de Biologie. 1889. V. 41. P. 447–451.
3. *Marston W.M.* Psychological Possibilities in the Deception Tests. J. Am. Inst. Crim. L. & Criminology.–1921. V. 11 (4). P. 551–570.
4. *McClendon J.F., Hemingway A.* The psychogalvanic reflex as related to the polarization-capacity of the skin. The American Journal of Psychology. 1930. V. 84. P. 77–83.

5. Forbes T.W., Landis C. The limiting AC frequency for the exhibition of the galvanic skin ("psychogalvanic") response. J. gen. Psychol. 1935. V. 13. P. 188–193.
6. Дементьев В.В., Дорохов В.Б., Коренева Л.Г., Марков А.Г., Шахнарович В.М. Особенности электродермальной активности при изменениях уровня бодрствования человека // Журнал Высшей нервной деятельности. 1999. Т. 49. Вып. 6. С. 926–935.
7. Memar M., Mocaribolhassan A. Stress level classification using statistical analysis of skin conductance signal while driving. SN Appl. Sci. 3, 64 (2021). DOI: 10.1007/s42452-020-04134-7.
8. Van Der Mee D.J., Kuhlmann A.Y., Veldhuis J., Wiegant V.M. Validity of Electrodermal Activity-Based Measures of Sympathetic Nervous System Activity from a Wrist-Worn Device. Int. J. Psychophysiol. 2021. V. 168. P. 52–64.
9. Grimnes S., Jabbari A., Martinsen O.G., Tronstad Ch. Electrodermal activity by DC potential and AC conductance measured simultaneously at the same skin site. Skin Research and Technology. 2011. V. 17. P. 26–34. DOI: 10.1111/j.1600-0846.2010.00459.x.
10. Martinsen O.G., Kalvoy H., Bari D.S., Tronstad Ch. A circuit for simultaneous measurements of skin electrical conductance, susceptance and potential. J. Electr Bioimp. 2019. V. 10. P. 110–112.
11. Pabst O., Tronstad Ch., Grimnes S., Fowles D., Martinsen O.G. Comparison between the AC and DC measurement of electrodermal activity. Psychophysiology. 2017. V. 54. P. 374–385.
12. Вайнштейн Л.А., Вакман Д.Е. Разделение частот в теории колебаний и волн. М.: Наука. 1983. С. 288.

Информация об авторах

Владимир Иванович Миргородский – д.ф.-м.н., профессор

Вадим Владимирович Герасимов – к.ф.-м.н., ст. науч. сотрудник

Андрей Валерианович Герус – к.ф.-м.н., ст. науч. сотрудник

Валерий Васильевич Дементьев – д.т.н.

Анатолий Петрович Кундин – к.т.н., науч. сотрудник

Статья поступила в редакцию 31.01.2025

Одобрена после рецензирования 12.02.2025

Принята к публикации 15.04.2025

ЖУРНАЛ «ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ И УПРАВЛЯЮЩИЕ СИСТЕМЫ»

Главный редактор: член-корреспондент РАН **Владимир Степанович Верба**

Международный научно-технический журнал, отражающий вопросы разработки и проектирования информационно-измерительных и управляющих систем, создания средств и методов для измерения угловых, линейных и механических величин

Включен в Перечень ВАК

Издается с 2003 г.

ISSN 2070-0814

Периодичность – 6 номеров в год
«Пресса России» – индекс 39808

Научные специальности ВАК

- 1.2.1. Искусственный интеллект и машинное обучение
- 1.2.2. Математическое моделирование, численные методы и комплексы программ
- 2.2.2. Электронная компонентная база микро- и нанoeлектроники, квантовые устройства
- 2.2.4. Приборы и методы измерения (по видам измерений)
- 2.2.6. Оптические и оптико-электронные приборы и комплексы
- 2.2.8. Методы и приборы контроля и диагностики материалов, изделий, веществ и природной среды
- 2.2.9. Проектирование и технология приборостроения и радиоэлектронной аппаратуры
- 2.2.11. Информационно-измерительные и управляющие системы
- 2.2.13. Радиотехника, в том числе системы и устройства телевидения
- 2.2.14. Антенны, СВЧ-устройства и их технологии
- 2.2.15. Системы, сети и устройства телекоммуникаций
- 2.2.16. Радиолокация и радионавигация
- 2.3.1. Системный анализ, управление и обработка информации
- 2.3.4. Управление в организационных системах
- 2.3.5. Математическое и программное обеспечение вычислительных систем, комплексов и компьютерных сетей
- 2.3.7. Компьютерное моделирование и автоматизация проектирования

Полный перечень журналов и книг, выпускаемых Издательством Радиотехника, размещен на сайте <http://www.radiotec.ru>

Адрес Издательства:

101000, г. Москва, Подсосенский пер., д. 14, стр. 2, тел. +7(495)625-92-41

<http://www.radiotec.ru>, e-mail: info@radiotec.ru



Original article

Using analytical signals and synchronous detection to obtain signals of skin galvanic activity on alternating current

V.I. Mirgorodsky¹, V.V. Gerasimov², A.V. Gerus³, V.V. Dementienko⁴, A.P. Kundin⁵

^{1-3, 5} Fryazino Branch at Kotelnikov Institute of Radio Engineering and Electronics Russian Academy of Sciences (FIRE RAS) (Fryazino, Moscow Region, Russia)

⁴ Kotelnikov Institute of Radio Engineering and Electronics Russian Academy of Sciences (FIRE RAS) (Moscow, Russia)

¹vim510488@gmail.com, ²vad_geras@mail.ru

Abstract

The interest in the skin galvanic channel for obtaining information about a person's condition is related to the fact that these signals mainly arise as a result of higher nervous activity. This makes them interesting in a number of practical applications, such as lie detectors, devices for monitoring the ability of operators, etc.

The aim of this work was to improve the method for measuring the parameters of the GSR in order to increase the accuracy, noise immunity and reliability of measurements. For this purpose, measurements on alternating current were used. To increase the accuracy and noise immunity, the known principle of synchronous detection in combination with the mathematical apparatus of analyzing analytical signals was used.

The experiments were conducted on 6 subjects. As a result of the experiments, the records of signals from the object of study and from the excitation signal generator were obtained. These signals had a sinusoidal shape, but they had different amplitudes and relative phase shifts. To obtain the parameters of the measured impedance, an approach based on the use of analytical signals was used. Measurements on alternating current allow obtaining, in addition to the active component of the impedance, also a reactive component – capacitance. It is shown that when using a sinusoidal signal as a probing voltage, as well as when using a mathematical apparatus for analyzing analytical signals and synchronous detection, it is possible to obtain high-quality parameters of the GSR signals, both their real and imaginary parts. It turned out that the relative value of fluctuations on the dependence of the active part of the impedance was about $7 \cdot 10^{-5}$, while the relative value of fluctuations of the imaginary part, measured in the same way, was close to $6 \cdot 10^{-5}$. Thus, the question of what better and more accurately characterizes the GSR remains open.

As a result of the work performed, an improvement of the method for measuring the parameters of the galvanic skin response with probing alternating voltage of a sinusoidal shape using a mathematical apparatus for analyzing analytical signals and synchronous detection was proposed and implemented. It is shown that in this way it is possible to measure the parameters of the GSR with a relative accuracy of about 10^{-4} or 0.01%. This fully satisfies the requirements of the practice known to us, where the GSR signals are usually recorded with a minimum value of 0.2%. The analysis also showed that the improved method has a higher noise immunity compared to traditional recording on direct current. This made it possible to use significantly lower values of the probing voltage than on direct current, usually amounting to 1 V – 1.5 V. On alternating current, the above-mentioned recording accuracy (about 10^{-4} or 0.01%) is realized with an effective value of the exciting signal of about 0.1 V, which made it possible to eliminate the influence of nonlinear effects during GSR measurements.

Keywords

Galvanic skin activity, analytical signals, synchronous detection

For citation

Mirgorodsky V.I., Gerasimov V.V., Gerus A.V., Dementienko V.V., Kundin A.P. Using Analytical Signals and Synchronous Detection to Obtain Signals of Skin Galvanic Activity on Alternating Current. *Biomedicine Radioengineering*. 2025. V. 28. № 3. P. 87–94. DOI: <https://doi.org/10.18127/j15604136-202503-10> (In Russian)

References

- Hermann L., Luchsinger B. Über die Secretionsströme der Haut bei der Katze. *Pflügers Archiv für die gesamte Physiologie*. 1878. V. 19. P. 300–319.
- Tarchanoff J. Décharges électriques dans la peau de l'homme sous l'influence de l'excitation des organes de sens et de différentes formes d'activité psychique. *Comptes Rendus des Séances de la Société de Biologie*. 1889. V. 41. P. 447–451.
- Marston W.M. Psychological Possibilities in the Deception Tests. *J. Am. Inst. Crim. L. & Criminology*. 1921. V. 11 (4). P. 551–570.
- McClendon J.F., Hemingway A. The psychogalvanic reflex as related to the polarization-capacity of the skin. *The American Journal of Psychology*. 1930. V. 84. P. 77–83.
- Forbes T.W., Landis C. The limiting AC frequency for the exhibition of the galvanic skin ("psychogalvanic") response. *J. gen. Psychol.* 1935. V. 13. P. 188–193.
- Dementienko V.V., Dorohov V.B., Koreneva L.G., Markov A.G., Shahnarovich V.M. Osobennosti elektrodermal'noj aktivnosti pri izmeneniyah urovnya boдрstvovaniya cheloveka. *Zhurnal Vyshej nervnoj deyatelnosti*. 1999. T. 49. Vyp. 6. C. 926–935 (In Russian).
- Memar M., Mokaribolhassan A. Stress level classification using statistical analysis of skin conductance signal while driving. *SN Appl. Sci.* 3, 64 (2021). DOI: 10.1007/s42452-020-04134-7.
- Van Der Mee D.J., Kuhlmann A.Y., Veldhuis J., Wiegant V.M. Validity of Electrodermal Activity-Based Measures of Sympathetic Nervous System Activity from a Wrist-Worn Device. *Int. J. Psychophysiol.* 2021. V. 168. P. 52–64.
- Grimnes S., Jabbari A., Martinsen O. G. Tronstad Ch. Electrodermal activity by DC potential and AC conductance measured simultaneously at the same skin site. *Skin Research and Technology*. 2011. V. 17. P. 26–34. DOI: 10.1111/j.1600-0846.2010.00459.x.
- Martinsen O.G., Kalvøy H., Bari D.S., Tronstad Ch. A circuit for simultaneous measurements of skin electrical conductance, susceptance and potential. *J. Electr. Bioimp.* 2019. V. 10. P. 110–112.
- Pabst O., Tronstad Ch., Grimnes S., Fowles D., Martinsen O.G. Comparison between the AC and DC measurement of electrodermal activity. *Psychophysiology*. 2017. V. 54. P. 374–385.
- Vajnshtejn L.A., Vakman D.E. Razdelenie chastot v teorii kolebanij i voln. M.: Nauka. 1983. C. 288 (In Russian).

Information about the authors

Vladimir I. Mirgorodsky – Dr. Sc. (Phys.-Math), Professor
Vadim V. Gerasimov – Ph.D. (Phys.-Math), Senior Research Scientist
Andrey V. Gerus – Ph.D. (Phys.-Math), Senior Research Scientist
Valery V. Dementienko – Dr. Sc. (Eng.)
Anatoly P. Kundin – Ph.D. (Eng.), Research Scientist

The article was submitted 31.01.2025
 Approved after reviewing 12.02.2025
 Accepted for publication 15.04.2025