

УДК 004.415.2.031.43

**РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ СУХИХ ЭЛЕКТРОДОВ ДЛЯ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ В
ПЕРСОНАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ
(DEVELOPMENT AND RESEARCH OF DRY ELECTRODES FOR USE IN A PERSONAL
ELECTROCARDIOGRAPHY)**

Е.А. Дудин
E. A. Dudin

Томский политехнический университет
E-mail: lurdz@mail.ru

Нарастающий интерес к потребительской медицинской электронике в течение последних лет стимулирует развитие портативных и компактных медицинских приборов индивидуального применения. Повсеместный физиологический мониторинг будет ключевой движущей силой в предстоящей революции исследования здоровья. Сердечные сигналы в виде ЭКГ являются важным показателем здоровья, которые непосредственно выгодно применять для долгосрочного мониторинга. Несмотря на достижения в медицинской технологии и электроники миниатюризации, использование персонального домашнего, портативного ЭКГ-мониторинга по-прежнему ограничено, из-за неудобства и дискомфорта влажных, контактных электродов. Это исследование фокусируется на развитии сухих электродов, которые не требуют влажного электрического контакта с кожей, как альтернатива для пациента.
(The growing interest for a consumer medical electronics during last few years leads to active development of a portable and compact medical devices for personal use. Ubiquitous physiological monitoring will be a key driving force in the coming revolution of Health Research. Heart ECG signals as an important indicator of health, which are directly beneficial to apply for long-term monitoring. Despite advances in medical technology and electronics miniaturization, the use of a personal home, a portable ECG monitoring is still limited because of the inconvenience and discomfort of wet, contact electrodes. This research focuses on the development dry electrodes which not require wet electrical contact with skin, as an alternative to the patient.)

Ключевые слова:

Биологический потенциал, сухой электрод, кожно-электродный интерфейс, электрокардиография.
(Biological potential, dry electrode, the electrode-skin interface, electrocardiography.)

Источником биоэлектрических сигналов является организм человека, и за частности, происходящие в нем процессы, которые имеют достаточно большое число параметров меняющихся с течением времени. Эти параметры могут относиться как ко всему организму в целом, так и преимущественно к определенным органам, системам организма или процессам.

Физиологические процессы в организме имеют электрическую природу и сопровождаются изменениями электрических потенциалов, токов, параметров. Медицинские приборы и системы не стоят на месте и постоянно улучшаться и совершенствуются. Это связано, с одной стороны, с развитием технологий в области электроники и вычислительной техники, а с другой – появлением новых медицинских технологий, совершенствованием существующих и с расширением сфер применения медицинской техники [1].

Биопотенциал (биоэлектрический потенциал) – энергетическая характеристика взаимодействия зарядов, находящихся в исследуемой живой ткани, например, в различных областях мозга, в клетках и других структурах.

Измеряется не абсолютный потенциал, а разность потенциалов между двумя точками ткани, отражающая её биоэлектрическую активность, характер метаболических процессов. Биопотенциал используют для получения информации о состоянии и функционировании различных органов.

Биопотенциальные записи в виде электрокардиограммы (ЭКГ) являются незаменимыми и жизненно важными инструментами для медицинского и научно-исследовательского использования. Эти хорошо зарекомендовавшая себя форма сигнала, обеспечивает богатство физиологической информации, которая в силу современных технологий медико-биологической

аппаратуры, может быть использована неинвазивно и недорого для развивающихся глобальных медицинских приложений клинического физиологического мониторинга и лечения [2, 3].

Традиционно, Ag/AgCl электроды с мокрыми проводящими гелями используются для биопотенциальных записей. Стандарт Ag/AgCl электрод был хорошо охарактеризован и изучен в течение многих десятилетий [4, 5, 6]. Большинство его свойств хорошо изучены [7], и существует, достаточном эмпирические данные его характеристик, например, низкочастотного шума и дрейфа [5]. Тем не менее, применение с надлежащей подготовкой, можно получить отличный сигнал.

Основные принципы, лежащие в гелиевых электродах, также хорошо известны. Несмотря на десятилетия исследований в области альтернативной технологии датчика биопотенциалов [8, 9, 10, 11] для ЭКГ, стандартный мокрый Ag/AgCl электрод еще почти повсеместно используется для клинических и научно-исследовательских приложений. Каждый год миллиарды одноразовые клеевых ЭКГ электродов клинических производятся, в то время как сухие электроды ограничены нишей немедицинского / научным такие приложения, как фитнес мониторинга и игрушки.

Полезность и эффективность сухих электродов могут быть разделены на две категории. Первый относится к качеству сигнала устройства с точки зрения шума и чувствительности к движению пациента. Во-вторых, потому что электродный интерфейс к коже, либо в контакте или в непосредственной близости к телу, специфичным электрода должны также быть оценены для удобства и полезности на системном уровне. Эта статья направлена на то, чтобы критически рассмотреть последние события в сухих и бесконтактных электродах, учитывая оба этих соображений. Одним из главных преимуществ стандартной клинической влажной электрода является то, что он очень хорошо прилипает к коже. В то время это проблематично для пациента с точки зрения комфорта в долгосрочной перспективе использования, влажные электроды остаются фиксирован к специфичным, клинικο-стандартным местам на теле. Сухие электроды решают вопросы комфорта с клейким, мокрым электродом, но гораздо труднее защитить от помех исходящих от пациента. Таким образом, для этих технологий, чтобы быть клинически полезными, механические решения должны быть разработаны, чтобы разместить электроды в правильном положении (например, 12-канальной ЭКГ) или альтернативного применения в персональной электрокардиографии.

Понятие «электрод» коренится в исследовании электрохимических ячеек, где электрический транспорт является регулируемым окислительных и восстановительных реакций, происходящих на границе между металлом и электролитом. Обычный мокрый контактный электрод соответствует этому определению, поскольку металл проводника электрода погружен в ванну электролита геля или раствора, что буферизует электролитической композиции через внешних и внутренних слоев кожи. Поэтому мокрого контакта электрода хорошо характеризуется половина клеток потенциала, в емкости двойного слоя, и параллельных и последовательных сопротивлений, как показано на рис. 1. Для сухого электрода, однако, интерфейс контакта является более сложным и другие процессы ввода электрических взаимодействий в кожно-электродной связи.

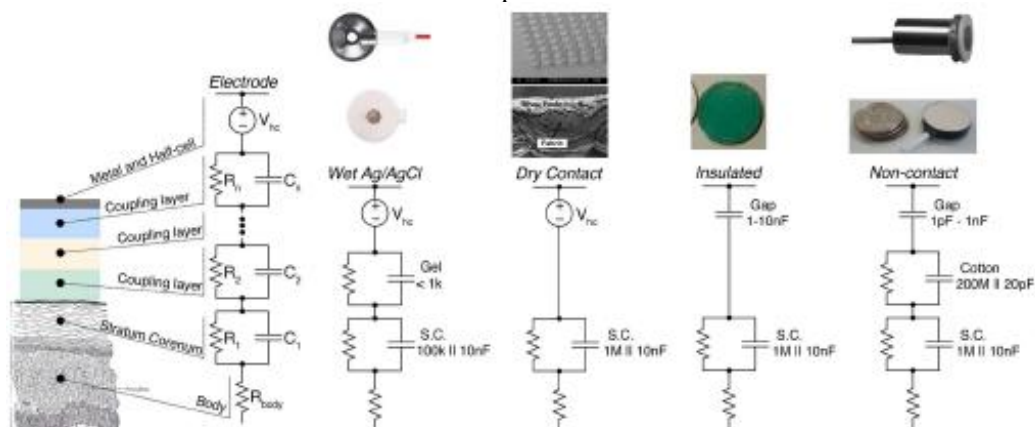


Рис.1. Электрическая связь кожно-электродного интерфейса для различных топологий электродов

В общем, соединение между кожей и электродом может быть описана как слоистая проводящая и емкостная структура, с комбинациями серии параллельных элементов RC. Тип электрода и связью кожей результате в нескольких таких структур, как показано на рис.1, с различными значениями проводимости и емкости. Для каждого из этих типов электродов, как правило, одна из секций RC доминирует и электрическое соединение может быть представлена в виде одного элемента с проводимостью g с параллельно с емкостью C_s , или упрощены связью приема $Y_c(j\omega) = g_c + j\omega C_s$.

Важно понимать, что проводимость и емкость важны для характеристики производительности электрода. В результате будет показано, что обычное понятие, низкое сопротивление (проводимость высокая) имеет важное значение для хорошей производительности электрода может ввести в заблуждение, и что максимизация сопротивления (проводимость минимальная) в связи электрод-кожа на самом деле полезно в некоторых важных предельных случаях. Это нетрадиционный и, казалось бы, противоречивый интуиции ход наблюдения, происходит от простой теории цепей, который проверяется с экспериментальными данными, которые находятся в литературе по электродным интерфейсам. Таким образом, надеемся исправить недоразумения в связи проводимости на производительность шума и чувствительности, чтобы получать более правильные и обоснованные решения в дизайне кожно-электродного соединения среды.

Чтобы точно смоделировать эффект проводимости кожно-электродной связи $Y_c(j\omega)$ на качество и надежность принятого сигнала, необходимо учитывать электрическое соединение между кожей и усилителем, который соединен с электродом, чтобы получать сигнал. Общая структура, активно экранированного усилителя, показана на рис.2, выбранная для его относительной устойчивости к помехам от других источников и шума в линии [3]. Эта топология соответствует многим из опубликованных схем усилителей для сухих контактных электродов, например, [12, 13, 14]. Особенно простой маломощный и компактный реализация, которая используется в экспериментальных данных, представленных в этом обзоре, показано на рис.2. Активный экран защищает вход высокого сопротивления от помех со стороны других источников, и предполагает емкостную связь между источником и выходом усилителя.

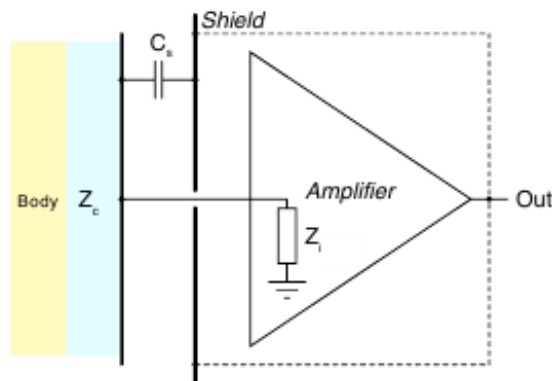


Рис.2. Упрощенная структурная схема активно-экранированного усилителя биопотенциалов [12]

Мы определяем следующие электрические сигналы и параметры со ссылкой на структуру печатной на рис.2 и его шума модели на рис.3:

- $v_s(j\omega)$: источник сигнала на поверхности кожи;
- $v_o(j\omega)$: сигнал, записанный на входе усилителя;
- $v_{i,n}(j\omega)$: входной шум усилителя;
- $i_{i,n}(j\omega)$: сетевой электрический шум на входе усилителя;
- $Y_c(j\omega)$: $g_c + j\omega C_s$, проводимось кожно-электродной связи;
- $Y_i(j\omega)$: $g_i + j\omega C_i$, входная проводимость усилителя;
- C_s : активная емкость электрода;
- A_v : коэффициент усиления по напряжению.

В результате получили выходной сигнал v_o можно записать в виде:

$$v_o = G(j\omega)(v_s + v_{s,n})$$

с коэффициентом усиления по напряжению сигнала от источника до выхода:

$$G(j\omega) = A_v \frac{Y_c(j\omega)}{Y_c(j\omega) + Y_i(j\omega) + j\omega(1 - A_v)C_s} = A_v \frac{g_c + j\omega C_c}{g_c + g_i + j\omega(C_c + C_i + (1 - A_v)C_s)}$$

и источник напряжения шума, приведенного к входу:

$$v_{s,n} = \frac{Y_c(j\omega) + Y_i(j\omega) + j\omega C_s}{Y_c(j\omega)} v_{i,n} \frac{i_{i,n}}{Y_c(j\omega)} = \frac{g_c + g_i + j\omega(C_c + C_i + C_s)}{g_c + j\omega C_c} v_{i,n} + \frac{i_{i,n}}{g_c + j\omega C_c}$$

Эти выражения дают количественную характеристику для анализа шумовых характеристик, а также движения и трения чувствительности различных электродных структур в плане физических и электрических параметров схемы.

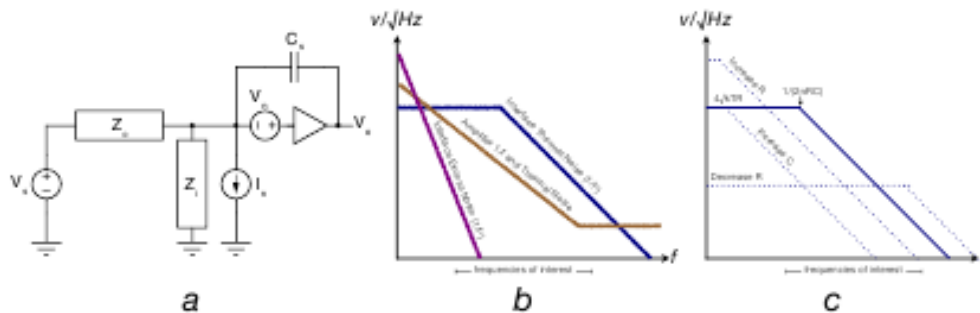


Рис.3 Модель усилителя сухого контакта вместе (а) с упрощенным участком частотного поведения различных источников шума (б). Для каждого слоя RC, вклад шума в полосу может быть уменьшен либо резко увеличен к бесконечности, увеличивая емкость или уменьшения сопротивления к нулю (с).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Estes N.A. 3rd. Predicting and preventing suddencardiacdeath // Circulation. – 2011. – Vol. 124, № 5. – P. 651 – 656.
2. Xiao-FeiTeng, Yuan-Ting Zhang, C.C.Y. Poon, and P. Bonato. Wearable medicalsystems for p-health. Biomedical Engineering, IEEE Reviews in, 1:62 –74, 2008.
3. A. Lymberis. Smart wearable systems for personalised health management: current d and future challenges. In Engineering in Medicine and Biology Society, 2003.Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE, volume 4,pages 3716 – 3719 Vol.4, 17-21 2003.
4. A Searle and L Kirkup. A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectricrecording electrodes. Physiological Measurement, 21(2):271, 2000.
5. E. Huigen, A. Peper, and C. A. Grimbergen. Investigation into the origin of thenoise of surface electrodes. MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING, 40(3):332–338, 2002.
6. M. Spach, R. Barr, J. Havstad, and E. Long. Skin-electrode impedance and itseffect on recording cardiac potentials. Circulation, 34:649–656, 1966.
7. A. Baba and M.J. Burke. Measurement of the electrical properties of ungelledecg electrodes. International Journal of Biology and Biomedical Engineering,2(3):89–97, 2008.
8. J.D. Bourland, L.A. Geddes, G. Sewell, R. Baker, and J. Kruer. Active cablesfor use with dry electrodes for electrocardiography. Journal of Electrocardiology,11(1):71 – 74, 1978.
9. Alfredo Lopez and Philip C. Richardson. Capacitive electrocardiographic andbioelectric electrodes. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, BME-16(1):99 –99, jan. 1969.
10. Babak A. Taheri, Robert T. Knight, and Rosemary L. Smith. A dry electrode foreeg recording. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 90(5):376– 383, 1994.
11. Tadayuki Matsuo, Kazuhiro Iinuma, and Masayoshi Esashi. A barium-titanate-ceramics capacitive-type eeg electrode. Biomedical Engineering, IEEE Transac-tions on, BME-20(4):299 –300, july 1973.
12. C J Harland, T D Clark, and R J Prance. Electric potential probes - new directionsin the remote sensing of the human body. Measurement Science and Technology,13(2):163, 2002.
13. T.J. Sullivan, S.R. Deiss, and G. Cauwenberghs. A low-noise, non-contact eeg/ecgsensor. In Biomedical Circuits and Systems Conference, 2007.BIOCAS 2007.IEEE, pages 154 –157, 27-

- 30 2007.
14. R. Matthews, N.J. McDonald, P. Hervieux, P.J. Turner, and M.A. Steindorf. A wearable physiological sensor suite for unobtrusive monitoring of physiological and cognitive state. In Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE, pages 5276 –5281, 22-26, 2007.

Сведения об авторе:

Дудин Е.А.: г.Томск, Томский политехнический университет, магистрант ИНКИИТ, сфера научных интересов: информационные системы, разработкой печатных плат и анализ данных. E-mail: lurdz@mail.ru.