

К АНАЛИЗУ ХАРАКТЕРИСТИК ЭЛЕКТРОДНОЙ СИСТЕМЫ ЭЭГ

Бей Д. С., Кочина М. Л., Харченко О. И., Чумаков В. И.
 Харьковский национальный университет радиоэлектроники
 пр.Ленина 14, Харьков – 61166, Украина
 тел.: 057-7021444, e-mail: chumakov@kture.rharkov.ua

Аннотация – Приведен анализ электрической схемы электродной системы, используемой при ЭЭГ. Показана возможность использования безгелиевой контактной системы, позволяющая упростить снятие ЭЭГ.

I. Введение

Регистрация сигналов коры головного мозга, или электроэнцефалография (ЭЭГ), позволяет проводить мониторинг его активности и является лучшим диагностическим методом для выявления патологических состояний мозга, например, эпилепсии. Одним из важнейших элементов системы регистрации ЭЭГ является датчики (электроды), которые находятся в контакте со скальпом либо непосредственно с клетками коры головного мозга. От конструкции и качества их изготовления зависят все количественные и качественные параметры регистрируемого сигнала ЭЭГ [1-6].

II. Основная часть

В практической энцефалографии наибольшее распространение получили чашечковые и игольчатые электроды [1]. Электроды чашечкового типа обеспечивают минимум дискомфорта пациента, приводящего к искажениям информации вследствие субъективных факторов и применяются для обследования детей, больных с нарушением сознания, а также при долговременных записях и исследовании ЭЭГ сна. Конструктивно эти электроды имеют форму диска с приподнятыми краями, крепящегося к покровам головы при помощи специальной шапочки.

Игольчатые электроды применяются во время хирургических операций для оценки состояния нервной системы и глубины наркоза. Они вкалываются непосредственно в покровы головы пациента, а при нейрохирургических операциях на головном мозге имплантируются непосредственно в мозговую ткань.

Обычно применяются стандартные неинвазивные Ag/AgCl электроды со специальным проводящим гелем, обеспечивающим контакт системы “кожа – электрод”, для нейтрализации емкости, возникающей в области контакта. Хотя неинвазивные электрофизиологические методы ЭЭГ отражают общую электрическую активность множества нейронов обширных областей кортекса и поэтому не могут использоваться для получения объективной информации от отдельных клеток [5], диагностика отдельных видов патологической активности мозга, например, эпилептических приступов, может осуществляться стандартными неинвазивными методами

Схема с двумя активными электродами.

Для оценки электрических характеристик электродной системы рассмотрим упрощенную электрическую схему измерения ЭЭГ (рис.1) с использованием дифференциального усилителя (ДУ) с изолированным общим отведением [2]. Здесь Z_1 и Z_2 представляют собой сопротивления кожа–электрод для сигнального и дифференциального электрода соответственно, Z_c – отображает сопротивление кожа–электрод для общего электрода, Z_{in1} и Z_{in2} обозначают входные сопротивления ДУ для сигнального

и дифференциального электрода, Z_d – дифференциальное входное сопротивление усилителя.

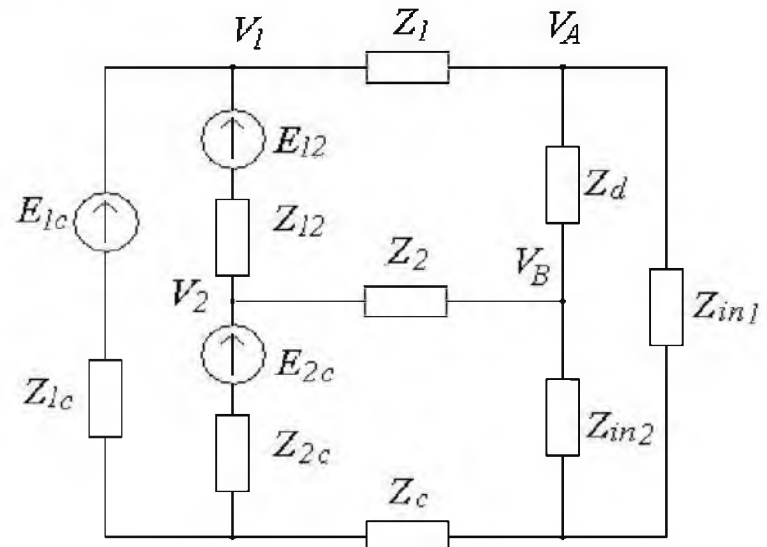


Рис.1. Упрощенная электрическая модель контакта кожа–электрод.
 Fig.1. Simplified electrical model of contact skin–electrode

Здесь E_{1c} и E_{2c} – источники биоэлектрических сигналов сигнального и дифференциального электродов, источник E_{12} представляют собой ЭДС, наведенную между сигнальным и дифференциальным электродами. Внутренние сопротивления источников Z_{1c} , Z_{2c} и Z_{12} характеризуют соответственно сопротивление тканей головы между электродами. Величины V_1 и V_2 представляют собой электрические потенциалы на участке под поверхностью кожа – электрод; напряжение, измеряемое ДУ

$$V_{amp} = V_A - V_B, \quad (1)$$

Таким образом, целью анализа является определение функциональной зависимости входного напряжения ДУ от напряжения, снимаемого с помощью электродов $V_D = V_1 - V_2$.

Воспользуемся методом контурных токов [7] и определим передаточную функцию электродной системы в виде

$$K_{D-amp} = \frac{V_D}{V_{amp}} = \frac{(\Delta_2 - \Delta_3)Z_d}{E_{12}\Delta + (\Delta_1 - \Delta_2)Z_2}, \quad (2)$$

где $V_D = (I_2 - I_3)Z_d$ – дифференциальное напряжение на входе усилителя, I_2 и I_3 – токи второго и третьего контуров, Δ_2 и Δ_3 – определители второго и третьего контуров схемы, Δ – определитель системы.

Раскрывая определители, получаем выражения для входного напряжения ДУ, напряжения на электродах и передаточной функции, которые оказываются довольно громоздкими. С целью упрощения анализа и получения наглядных результатов, применяются некоторые предположения, характерные для различных практических случаев.

III. Заключение

Частотная зависимость функции (2) определяется характером импедансов схемы и существенно зависит от типа электродов. В случае чашечковых электродов

тров Z_{1c} , Z_{21c} , Z_{12} имеют емкостной характер, величины Z_1 , Z_2 , Z_c – индуктивный, что приводит к возникновению резонансов и определяет неравномерность частотной характеристики (ЧХ). Активные составляющие сопротивлений определяют потери сигнала и рассогласование схемы.

Основными направлениями коррекции ЧХ схемы является подавление резонансов и линеаризация фазовой характеристики, что достигается уменьшением добротности схемы в системе игольчатых электродов. Потери компенсируются выбором соответствующего коэффициента усиления ДУ. Прямым численным анализом выражения (2) можно показать, что применение безгелевых электродов (рис.2) позволяет обеспечить приемлемые характеристики сигнала ЭЭГ на входе ДУ (рис.3).

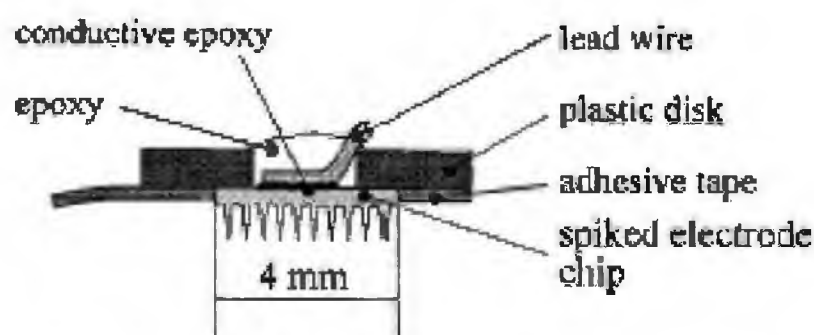


Рис. 4. Конструкция сухого микроигольчатого электрода.

Fig.4. Design of a dry microneedle electrode

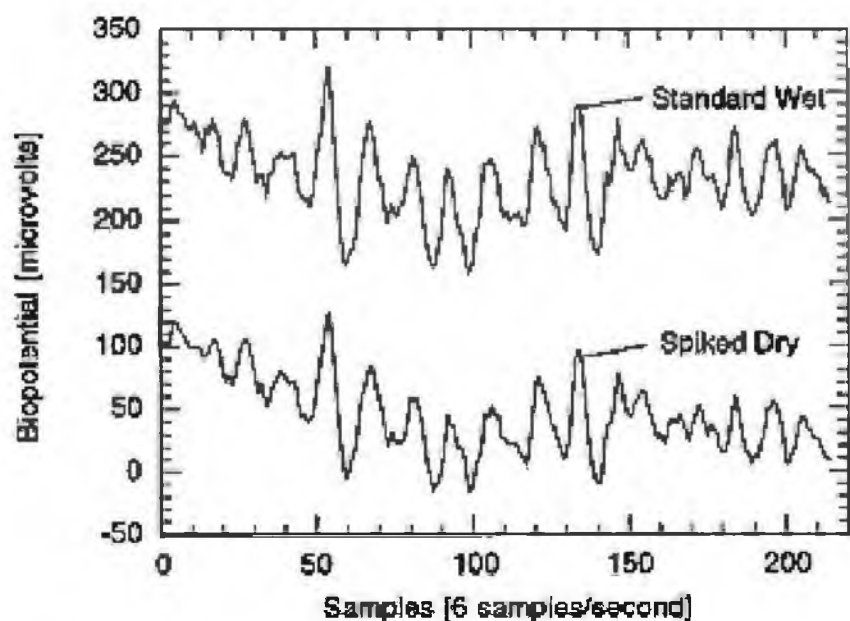


Рис. 5. Сравнение ЭЭГ, записанной с помощью стандартных электродов (с использованием геля) и сухих электродов с микроигольчатками.

Fig.5. EEG traced using standard electrodes (with gel), compared with dry electrodes

IV. Список литературы

- [1] <http://www.neuro.net.ru/educ/100/met/eeg1.html>
- [2] Thomas C. Ferree, Phan Luu, Gerald S. Russell, Don M. Tucker "Scalp electrode impedance, infection risk, and EEG data quality"
- [3] Huhta, J. C. and J. G. Webster (1973). 60-Hz interference in electrocardiography. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 20: 91-101.
- [4] Martin J. Burke, Denis T. Gleeson "A Micropower Dry-Electrode ECG Preamplifier", IEEE Transactions on biomedical engineering, vol. 47, No. 2, February 2000
- [5] Miguel A. L. Nicolelis "Actions from thoughts", Nature | Vol. 409 | 18 January 2001
- [6] William R. Patterson "A microelectrode/microelectronic hybrid device for brain implantable neuroprosthesis application", IEEE Transactions on biomedical engineering, No.10, vol. 51, October 2004
- [7] Зернов Н. В., Карпов В. Г. Теория радиотехнических цепей. – М.: Энергия, 1965.–786с.

ANALYSIS OF CHARACTERISTICS OF ELECTRODE SYSTEM EEG

Bej D. S., Kochina M. L.,
Kharchenko O. I., Chumakov V. I.
Kharkov national university of radio electronics
Lenin av., 14, Kharkov - 61166, Ukraine
Ph. 057-7021444, e-mail: chumakov@kture.rharkov.ua

Abstract – Presented in this paper is analysis of electric circuit of the electrode system used at EEG. The opportunity of use of non-gel contact system is shown.

I. Introduction

Registration of cerebral cortex signals, or EEG, allows to carry out monitoring of brain activity and is the best diagnostic method for revealing pathological conditions of a brain, for example, epilepsy. One of the major elements of EEG system registration is gauges system (electrodes) which are in contact to a scalp or directly with cerebral cortex cells. Quantity and quality of the registered signal depends strongly on design and workmanship [1-6].

II. Main Part

In practical EEG cup and piercing electrodes are widely used [1]. Cup electrodes provide minimum of discomfort for the patient resulting in distortions of information owing to subjective factors, and are applied in checkup of children who are sick with infringement of consciousness, and also at long-term tracings and research of sleep EEG.

Needle electrodes are applied at surgical operations in order to estimate nervous system state and narcosis depth.

In order to estimate electric characteristics of electrode system we shall consider the simplified electric circuit measurements EEG (fig.1) using differential amplifier (DE) with isolated common branching [2]. Here Z_1 and Z_2 represent resistance leather - electrode for an signal and differential electrode accordingly, Z_c - displays resistance leather - electrode for the common electrode, Z_{in1} and Z_{in2} show input resistance DE for signal and differential electrode, Z_d - differential input resistance of the amplifier.

Using the method of contour currents [7] transfer function of electrode system is determined as

$$K_{D-amp} = \frac{V_D}{V_{amp}} = \frac{(\Delta_2 - \Delta_3)Z_d}{E_{12}\Delta + (\Delta_1 - \Delta_2)Z_2}, \quad (2)$$

where $V_D = (I_2 - I_3)Z_d$ - differential voltage on DE input, I_2 and I_3 - currents of the second and third contours, Δ_2 and Δ_3 - determinants of the second and third contours, Δ - system determinant.

III. Conclusion

Frequency dependence of function (2) is determined by character of circuit impedances and essentially depends on electrode type.

Correction of circuit frequency characteristic is provided by resonances suppression and phase characteristic linearization that is reached by reduction of circuit quality in system of needle electrodes. Losses are compensated by choosing of the corresponding DE amplification factor. Numerical analysis of expression (2) has shown that application without gel electrodes (fig. 2) allows to provide comprehensible characteristics of signal EEG at DE input (fig. 3).