

УДК 615.471

# РЕГИСТРАЦИЯ ПРОСТРАНСТВЕННО РАСПРЕДЕЛЕННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ В МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ И ПОТЕНЦИАЛОГРАФИИ

**О. Я. Крук**

Кандидат технических наук, старший научный сотрудник  
Кафедра биомедэлектроники  
Харьковский национальный университет  
радиоэлектроники  
пр. Ленина, 14, г. Харьков, Украина, 61166  
Контактный тел.: (057) 702-13-64  
E-mail: micro256@yahoo.com

*У роботі запропоновано використання методу еквівалентного генератора для математичного описання моделі розповсюдження біопотенціалів. Розглянуті недоліки використання класичного методу реєстрації біопотенціалів із замикаючим електродом. Запропоновано вибір зон реєстрації потенціалів*

*Ключові слова: осциляція, еквівалентний генератор, біопотенціал, схема замінення, базова точка*

*В работе предложено применение метода эквивалентного генератора для математическому описания модели распространения биопотенциалов. Рассмотрены недостатки использования классического метода регистрации биопотенциалов с замыкающим электродом. Предложен выбор зон регистрации потенциалов*

*Ключевые слова: осциляция, эквивалентный генератор, биопотенциал, схема замещения, базовая точка*

*The method of the equivalent generator for mathematical descriptions of model of distribution of biopotentials is offered. Lacks of use of a classical method of registration of biopotentials with a closing electrode are considered. The choice of zones of registration of potentials is offered*

*Keywords: oscillation, equal generator, biopotential, equivalent circuit, base point*

## 1. Введение

Наличие большого количества органов, реализованных составляющими их клетками, приводит к ситуации взаимодействия различных осцилляций, характеризующих работу соответствующих органов. Такую ситуацию образно можно продемонстрировать на рис. 1.

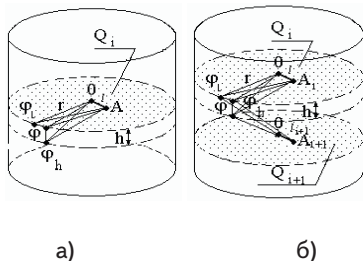


Рис. 1. Общий случай формирования пространственно распределенных потенциалов различными органами: а) формирование потенциалов одним органом, б) общий случай формирования потенциалов

Как следует из проведенных исследований классической модели, на каждой поверхности действительно

образуются потенциалы от токовых диполей конкретных органов. Данные потенциалы, именуемые биологическими, позволяют неинвазивно отслеживать тонкие процессы, протекающие в органах. Часть таких потенциалов на поверхности выбирают в качестве базисных (индифферентных, общих, и.т.п.), другие используются в качестве сигнальных, при этом априорно неизвестны области наибольшей информативности и достоверности для конкретного органа, имеются лишь зоны стандартных отведений. Поскольку основу измерительного процесса, процесса преобразования составляют электрические сигналы, в качестве которых выступают биологические потенциалы, наиболее подходящим при дальнейшем моделировании и составлении математической модели является понятие об эквивалентном генераторе.

## 2. Применение метода эквивалентного генератора к математическому описанию модели распространения биопотенциалов

Рассмотрим действие биопотенциалов на исследуемой поверхности. Наличие электрических зарядов на каждой поверхности означает, что токовый диполь

исследуемого органа внутри организма сформировал их в точках регистрации, одна из которых  $\varphi_N$  выбрана базисной, а другая –  $\varphi_a$  является сигнальной, что можно представить на рис. 2.

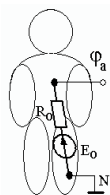


Рис. 2. Общее представление действия эквивалентного генератора

Наиболее целесообразным вариантом описания процесса регистрации результирующего диполя является метод эквивалентного генератора (МЭГ).

МЭГ позволяет обосновать всю существующую совокупность методов потенциалогрaфии, поскольку внутренние процессы электрического взаимодействия непосредственно отображаются на внешнем распределении потенциалов.

Представленное можно обобщить очевидным выводом: образованный биоэлектрический четырехполюсник описания действия i-го органа можно представить в виде схемы, показанной на рис. За – вырожденного двухполюсника, либо с учетом «ансамбля» образующих сигналов для различных точек регистрации в виде, показанном на рис. 3б).

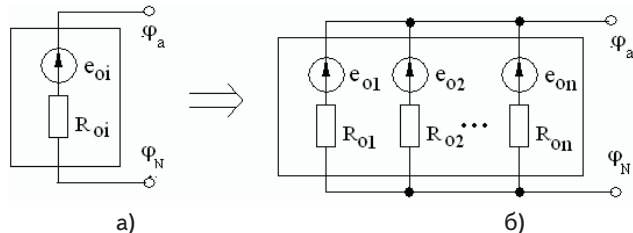


Рис. 3. Представление эквивалентных схем замещения для исследуемого потенциала органа и составляющих его элементов

Реальные условия измерений позволяют оценить параметры сопротивления пути растекания тока на поверхности кожи. При этом реактивные составляющие, ввиду чрезвычайно низкой, порядка 0,03Гц, частоты изменения потенциалов, можно не учитывать.

Расчет и описание возникновения потенциала позволяют рассмотреть общую задачу, составить модель взаимодействия множества источников, показанных на рис. 4.

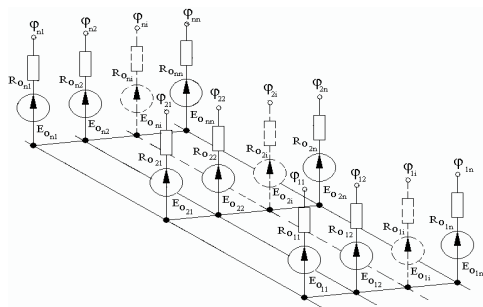


Рис. 4. Модель представления действия биопотенциалов от различных органов ЖКТ

Последующий анализ эквивалентной схемы по МЭГ целесообразно выполнять с использованием метода узловых потенциалов. Это позволяет реально оценить и описать процессы, протекающие при измерении совокупности потенциалов.

Теоретическое представление метода узловых напряжений в общем виде можно выполнить:

- в матричной форме:  $|G_i| \cdot |\varphi_i| = |J_{iузн}|$ , применения закона Ома для произведения матрицы проводимостей размерности  $i = 1...n$  на матрицу-столбец узловых потенциалов с учетом матрицы-столбца исходной размерности узловых токов:

$$\begin{pmatrix} G_{11} & G_{12} \dots G_{1n} \\ G_{21} & G_{22} \dots G_{2n} \\ \dots & \dots \\ G_{i1} & G_{i2} \dots G_{in} \\ \dots & \dots \\ G_{n1} & G_{n2} \dots G_{nn} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \varphi_1 \\ \varphi_2 \\ \dots \\ \varphi_i \\ \dots \\ \varphi_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum_1 EG + J_{узн} \\ \sum_2 EG + J_{узн} \\ \dots \\ \sum_i EG + J_{узн} \\ \dots \\ \sum_n EG + J_{узн} \end{pmatrix} \quad (1)$$

- в канонической форме:

$$\begin{cases} G_{11} \cdot \varphi_1 + G_{12} \cdot \varphi_2 + \dots + G_{1i} \cdot \varphi_i + \dots + G_{1n} \cdot \varphi_n = \sum_1 E \cdot G + J_{узн}; \\ G_{21} \cdot \varphi_1 + G_{22} \cdot \varphi_2 + \dots + G_{2i} \cdot \varphi_i + \dots + G_{2n} \cdot \varphi_n = \sum_2 E \cdot G + J_{узн}; \\ \dots \\ G_{i1} \cdot \varphi_1 + G_{i2} \cdot \varphi_2 + \dots + G_{ii} \cdot \varphi_i + \dots + G_{in} \cdot \varphi_n = \sum_i E \cdot G + J_{узн}; \\ \dots \\ G_{n1} \cdot \varphi_1 + G_{n2} \cdot \varphi_2 + \dots + G_{ni} \cdot \varphi_i + \dots + G_{nn} \cdot \varphi_n = \sum_n E \cdot G + J_{узн}. \end{cases} \quad (2)$$

### 3. Использование классического метода регистрации биопотенциалов с замыкающим электродом

Воспользуемся выражениями (1) и (2) для рассмотрения классического случая измерения потенциала посредством применения замыкающего, в общем случае проводящего электрода (рис. 5).

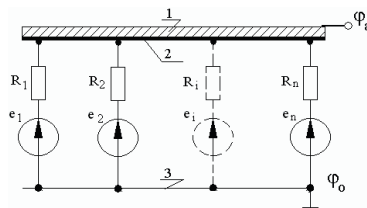


Рис. 5. Схема классического случая измерения потенциала

Как видно, имеем частный случай применения метода узловых напряжений – метод двух узлов, для которого потенциал  $\varphi_a$ , относительно узла базисного потенциала  $\varphi_0$ , составит:

$$\varphi_a = \frac{\sum_n EG_n + J}{\sum_n G_n} = \frac{G_n \sum_n E_n}{n \cdot G_n} = \frac{\sum_n E_n}{n} = \frac{1}{n} \cdot \sum_n E_n \quad (3)$$

Согласно (3) при наличии замыкающего электрода 1 (рис. 5) сигнал, регистрируемый с него, является усредненным по множеству  $n$  - биоисточников. Картина усреднения усугубляется тем, что с целью уменьшения переходного сопротивления кожа-электрод широко применяются токопроводящие пасты – 2 (рис. 5). Узел 3 на рис. 5 является виртуальной базовой точкой, которую реально выделить невозможно. В условиях медицинской практики в качестве такой точки, обычно, используется электрод, накладываемый на одну из нижних конечностей.

Таким образом, используемый в медицинской практике способ определения потенциала при помощи замыкающего электрода, особенно в условиях применения проводящих паст, приводит к усреднению измеряемого потенциала  $a$ , следовательно к потере полезной информации. Поэтому, актуальным является выбор базовой точки, который составляет основную проблему потенциалографии в гастроэнтерографии.

**4. Обоснование основных требований к определению потенциалов точки, поверхности, базиса**

На основании моделирования общего распределения потенциалов установлена необходимость точечного измерения потенциала. Другим важным условием при регистрации потенциала явилось исключение процесса усреднения. Поэтому для функционирования датчика с пространственно-распределенными чувствительными зонами требуется согласование регулярной структуры расположения зон с нерегулярным, в общем случае случайным, размещением биоактивных точек.

Во всех рассмотренных выше случаях расчеты производились относительно общей точки с нулевым потенциалом (земли). Реально использовать такую точку при измерениях невозможно. На практике, традиционно, роль базового узла заземления выполняет точка  $N$  на нижней конечности. Но именно это обстоятельство вызывает обоснованное сомнение. Проведем обоснование формирования базиса в традиционном и предложенном вариантах.

Рассмотрим процесс формирования базисного узла с использованием теоретических положений метода узловых напряжений. Из формулы (3) вытекает условие, при котором значение потенциала можно выбрать равным нулю. Действительно, выражение  $\phi_a = \frac{1}{n} \cdot \sum_n E_n$  при  $n \rightarrow \infty$  принимает нулевое значение для различных источников  $E_n$ .

Практическое значение данного вывода заключается в том, что для получения базисного узла достаточно использовать усредненную совокупность большого количества точек.

Такой результат можно достичь в случае применения замыкающего электрода большой площади, тогда проводящая паста электрически соединит задействованные электродом биоактивные точки, обеспечив при этом измерительный преобразователь эквивалентом нулевого потенциала, как показано на рис. 6.

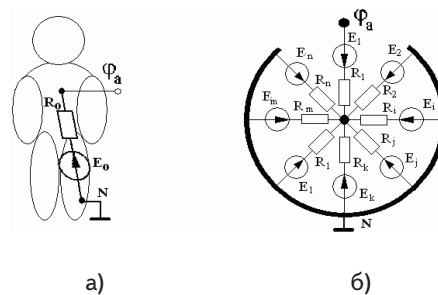


Рис. 6. Принцип формирования базисного узла: а) классическим способом; б) путем усреднения

Дополнительным преимуществом такого способа является возможность установки базиса в любой доступной области тела пациента, за исключением исследуемой.

**5. Выбор зон регистрации потенциалов и базовой точки**

Выбор в качестве базисной точки  $N$  области на нижней конечности в традиционном представлении приводит к погрешностям, связанным с возникновением синфазной составляющей напряжения внешнего воздействия.

Из рис. 6 следует, что сопротивление в эквивалентных схемах, ввиду большой протяженности пути, имеют большее значение, чем в случае использования базисной точки за счет усреднения. Поэтому наведенное напряжение в предложенном варианте будет существенно ниже, вследствие пропорционального уменьшения импеданса пути распространения потенциала.

Размещение электрода  $N$  в качестве виртуальной базы для измерения может быть выполнено коаксиально, либо со смещением от зоны регистрации потенциала  $\phi_a$  на обратной проекции исследуемого органа, либо с использованием кольцевых электродов манжетного типа, как показано на рис. 7.

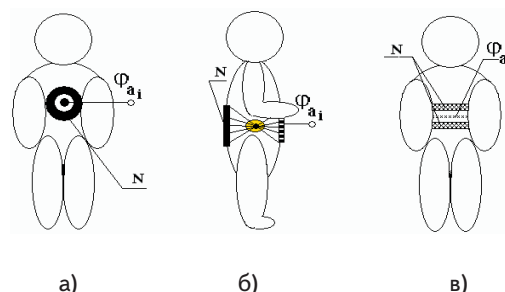


Рис. 7. Предлагаемые варианты расположения систем датчиков: измерительного –  $\phi_{ai}$  и базового –  $N$ ; а) – коаксиального типа; б) – в проекциях исследуемого органа; в) – манжетного типа

Как видно из рис. 7, базовый потенциал относительно исследуемого органа определяется суммированием, а регистрируемый – дифференцированием по пространственно-распределенным участкам – источникам полезного сигнала.

Следовательно, устанавливать датчик, действительно, необходимо в области проекции исследуемого органа, сокращая путь распространения потенциала, соответственно уменьшая влияние помех полезного канала.

Аналогичное утверждение о влиянии помех относится и к использованию общей базовой точки. Традиционное расположение базовой точки, согласно изложенному выше, оказывается некорректным. Одним из рекомендованных вариантов размещения базовой точки, получаемой от усредненного сигнала по большой площади контакта, является установка ее на противоположной стороне исследуемого органа, что сокращает участок действия помех на канал опорного электрода.

Проведенное моделирование формирования пространственного распределения потенциалов на рис. 5 – 7 и влияние смещения точек регистрации в сагиттальном направлении позволяет дополнительно обосновать другой вариант формирования базисной точки при помощи кольцевого замыкающего электрода.

Воспользуемся выражением (4). Обеспечим суммирование потенциалов (в пределе интегрирования) при изменении угла  $\alpha$  в пределах окружности. Уравнение в этом случае можно записать:

$$\begin{aligned} \oint_{\alpha} \varphi_A &= \int_0^{2\pi} \frac{\rho \cdot l \cdot I_0 \cos[\Omega(r-r_c)] \cdot \cos(\alpha)}{4\pi \cdot (r-r_c)^2} d\alpha = \\ &= \frac{\rho \cdot l \cdot I_0 \cos[\Omega(r-r_c)]}{4\pi \cdot (r-r_c)^2} \int_0^{2\pi} \cos \alpha \cdot d\alpha = \varphi_n \\ \varphi_n &= \frac{\rho \cdot l \cdot I_0 \cos[\Omega(r-r_c)]}{4\pi \cdot (r-r_c)^2} \cdot \sin \alpha \Big|_0^{2\pi} = 0. \end{aligned} \quad (4)$$

На рис. 8 приведен кольцевой электрод манжетного типа, функционирование которого обосновывается формулой (4).

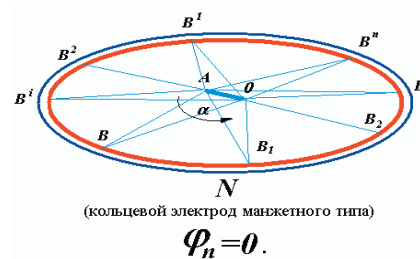


Рис. 8. Формирование базисной точки кольцевым электродом

## 6. Выводы

В данной работе обоснованы основные требования к определению потенциалов точки, поверхности, базиса и предложен выбор зон регистрации потенциалов и базовой точки.

При этом данные положения хорошо согласуются с известными принципами осуществления измерений не только в электрогастрографии, но и в других медицинских задачах потенциалографии.

## Литература

1. Ребров В. Г. Практические возможности электрогастрографии при различных способах ее отведения. *Соврем, вопр. электрогастрографии.* – 1975. – С. 173–176.
2. Ребров В. Г., Станковский Б.М., Куланина Г.И. Особенности регистрации электрической активности желудка и кишечника с поверхности тела пациента *Рос. журнал гастроэнтерологов* - 1996. - Т 6 № 2. – С. 42-45.
18. Электрофизиологические методы исследования в хирургической практике: Метод, рек. Сост. В.А. Ступин., О.Т. Нотова., А.В. Федоров и др. - М. 1987. - 18 с.
3. Васильев В.А., Романовский Ю.М. *Автоволновые процессы.* – М.: Наука. 1987.
4. Корниенко Е.А., Дмитриенко М.А., Никулин Ю.А., Филюшкина Е.И., Филюшкин И.П. *Применение медицинской техники при функциональной диагностике в гастроэнтерологии. Учебно-методическое пособие.* - СПб.: 2006.-103 с.