

УДК 615.471

О.Я. Крук

Харьковский национальный университет радиотехники, Харьков

## АКТИВНЫЙ ДАТЧИК С ПРОСТРАНСТВЕННО-РАСПРЕДЕЛЕННЫМИ ЧУВСТВИТЕЛЬНЫМИ ЗОНАМИ В ЭЛЕКТРОГАСТРОЭНТЕРОГРАФИИ И ПОТЕНЦИАЛОГРАФИИ

*В статье рассмотрены принципы информационного и энергетического согласования и предложен способ получения максимально информативного сигнала при регистрации биопотенциалов. Предложены схемы на операционных усилителях и датчик с пространственно-распределенными чувствительными зонами регистрации.*

**Ключевые слова:** источник сигнала, датчик, преобразователь, операционный усилитель, коэффициент усиления, синфазная составляющая, усилитель биопотенциалов.

### Введение

Взаимодействие физической величины источника сигнала и датчика преобразовательного устройства происходит в условиях перераспределения

энергии. В случае пассивного источника имеем дело с параметрическим преобразователем. Если источник сигнала является активным, то такое преобразование именуют генераторным, что отражено на рис. 1.

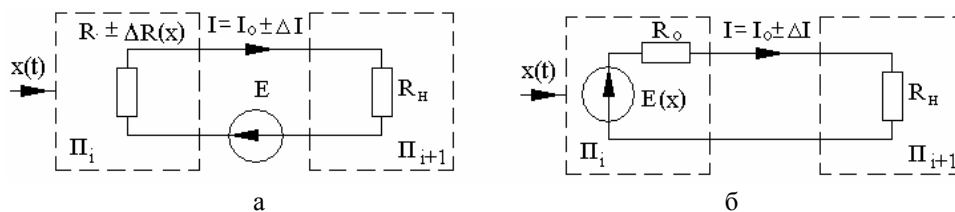


Рис. 1. Параметрический и генераторный преобразователи

Общеизвестно, что условием передачи максимальной мощности от источника сигнала к потребителю является условие  $R_0 = R_n$ . При этом коэффициент полезного действия составит 50%:

$$\eta = \frac{I^2 \cdot R_n}{I^2 \cdot (R_n + R_0)} = \frac{R_n}{R_n + R_0} = \frac{R_n}{2R_n} = 0,5. \quad (1)$$

Выполнение энергетических предпочтений при использовании активных источников сигналов приводит не только к потере энергии сигнала, но и к потере информации. Следовательно, необходимо сочетать информационные и энергетические условия взаимодействия датчика и преобразовательной схемы. Для коэффициента  $a$  – согласования в комплексном и активном виде можно записать

$$\underline{a} = \frac{Z_n}{Z_0}; \quad a = \frac{R_n}{R_0}. \quad (2)$$

Требования  $\eta_{эн}$  и  $\eta_{инф}$  противоречивы, что вызывает необходимость их учета.

Условие передачи максимального потока информации выполняется, если в делителе напряжения, образованного схемой датчика с внутренним сопротивлением  $R_0$ , и измерительного преобразователя с входным сопротивлением  $R_n$  будет установлена зависимость:

$$U_{\text{вых}} = \frac{E_0 \cdot R_n}{R_0 + R_n}; \quad U_{\text{вых}} = E_0, \text{ если } \frac{R_n}{R_0 + R_n} = 1; \quad (3)$$

или  $\frac{1}{\frac{R_0}{R_n} + 1} = \frac{1}{\frac{1}{a} + 1} = v; \quad v = \frac{a}{1+a}$ .

Как следует из аналитического исследования, коэффициент энергетического и информационного согласований взаимосвязаны, что позволяет установить (в относительных величинах):

$$v = \frac{a}{1+a} \text{ при информационном согласовании;} \quad (4)$$

$$a = \frac{v}{1-v} \text{ при энергетическом согласовании.}$$

**Пример 1.** Для энергетического согласования  $a=3$ , т.е.  $R_n=3R_0$  можно определить информационное согласование.

**Решение.** Согласно (4) информационное согласование составит:  $v = a/(1+a) = 3/(1+3) = 3/4 = 0,75$ .

**Ответ:**  $v = 0,75$  или 75%.

**Пример 2.** Какое следует установить энергетическое согласование, чтобы информационное согласование составляло 80%?

**Решение:** Согласно (4) энергетическое согласование составит  $a = v/(1-v) = 0,8/(1-0,8) = 0,8/0,2 = 4$ .

**Ответ:**  $a=4$ , что означает  $R_n=4R_0$ .

Как следует из функциональных особенностей, принципиальным отличием преобразователей по структуре (рис. 1) являются:

- канал воздействия входной величины  $x(t)$  на пассивную составляющую  $R$  с образованием изменения  $\pm\Delta R(x)$  в преобразователе  $\Pi_i$  при фиксированном значении напряжения внешнего источника  $E$  и нагрузки  $R_H$  – для параметрического преобразователя;
- воздействие входной величины  $x(t)$  на  $E(x)$  в

генераторном преобразователе  $\Pi_i$  при фиксированном значении нагрузки  $R_H$ .

Анализ параметрических преобразователей производится с учетом теоремы Мильштейна, приводящей исходную схему (рис. 1, а) к виду наложения схемы покоя, создающей поток энергии, не несущей информации и схему воздействия, вырабатывающей энергетические изменения, несущие информацию о процессе воздействия. Это поясняется на рис. 2.

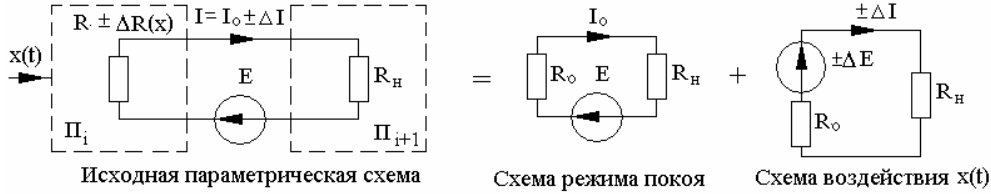


Рис. 2. Пояснение теоремы Мильштейна для параметрического преобразователя

Математическое описание указанной теоремы можно представить, анализируя схему воздействия, для которой

$$\pm\Delta I = \frac{\pm\Delta E}{R_0 + R_H}. \quad (5)$$

Действие электродвижущей силы источника  $E$  способствует формированию динамического параметра  $\pm\Delta E$  в схеме воздействия.

Если  $\varepsilon_R = \Delta R/R_0$  – относительное изменение сопротивления параметрического преобразователя, а степень согласования  $R_H/R_0 = a$ , при условии, что мощность короткого замыкания в схеме режима покоя составляет  $P_{кз E} = E^2/R_0$ , а в схеме воздействия  $P_{кз \Delta E} = \Delta E^2/R_0$ , то можно выразить:

$$P_{кз \Delta E} = \frac{\Delta E^2}{R_0} = \frac{\Delta R^2 \cdot I_0^2}{R_0} = \left(\frac{\Delta R}{R_0}\right)^2 \cdot \frac{R_0 \cdot E^2}{(R_0 + R_H)} = \left(\frac{\Delta R}{R_0}\right)^2 \cdot \frac{R_0 \cdot E^2}{R_0 \cdot R_H} \cdot \frac{R_0 \cdot R_H}{(R_0 + R_H)^2} = \frac{E_R^2 \cdot P_{кз E}}{(1+a)^2}, \quad (6)$$

$$P_{сигн.} = P_{кз \Delta E} \cdot \frac{a}{(1+a)^2} = \frac{a \cdot \varepsilon_R^2 \cdot P_{кз E}}{(1+a)^4} = \quad (7)$$

$$P_{кз E} \cdot \varepsilon_R^2 \cdot \frac{a}{(1+a)^4} = P_{кз E} \cdot \varepsilon_R^2 \cdot \xi_{\Pi}.$$

Таким образом, мощность сигнала в нагрузке параметрического преобразователя ограничивается: допустимой мощностью  $P_{кз E}$ , что ограничивает ЭДС источника питания; относительной чувствительностью  $\varepsilon_R = \Delta R/R_0$  и эффективностью преобразования  $\xi_{\Pi}$ .

Анализ функции эффективности преобразования показывает, что максимум  $\xi_{\Pi} \rightarrow \max$  достигается при  $a = \frac{1}{3}$ , при этом  $\xi_{\Pi} = \frac{1}{16}$ , т.е.  $R_H = \frac{R_0}{3}$ , а информационное согласование составит  $v = 1/4 = 0,25$  или 25%.

Согласование генераторных преобразователей выполняется при следующих условиях:

$$P_H = I^2 \cdot R_H = \frac{E_0^2 \cdot R_H}{(R_0 + R_H)^2} = \frac{E_0^2}{R_0} \cdot \frac{R_0 \cdot R_H}{(R_0 + R_H)^2} = P_{кз} \cdot \frac{R_0 \cdot R_H}{(R_0 + R_H)^2} = P_{кз} \cdot \xi_{\Gamma}. \quad (8)$$

Поскольку физический смысл  $\xi_{\Gamma} = P_H/P_{кз}$  – есть эффективность генераторного преобразования, а  $a = R_H/R_0$  – энергетическое согласование, то

$$\xi_{\Gamma} = \frac{R_0 \cdot R_H}{(R_0 + R_H)^2} = \frac{a \cdot R_0^2}{R_0^2 \cdot (1+a)^2} = \frac{a}{(1+a)^2} = \frac{v}{1+a}, \quad (9)$$

где  $v = a/(1+a)$  – вычисленное ранее информационное согласование.

В свою очередь,  $a = v/(1-v)$ , тогда:

$$\xi = \frac{v}{1+v/(1-v)} = \frac{v(1-v)}{1} = v(1-v) = v - v^2. \quad (10)$$

Таким образом, установлена связь рассмотренного в статье информационного согласования и ранее описанными энергетическим согласованием и эффективностью преобразования генераторных устройств, приведенных на рис. 3. Максимум функции эффективности преобразования достигается: для энергетического согласования  $a = 1$ , при этом  $\xi = 0,25$ ; для информационного согласования,  $v = 0,5$ , при этом  $\xi = 0,25$ .

Рассчитанные взаимные зависимости между энергетическим и информационным согласованиями представлены на рис. 4.

Учет условий энергетического и информационного согласований позволяют верно учитывать соотношения сопротивлений нагрузки и внутреннего сопротивления источника сигнала, которое в лучшем случае составляет их равенство. Для рассматриваемого варианта выбираем  $R_H = R_0$ .

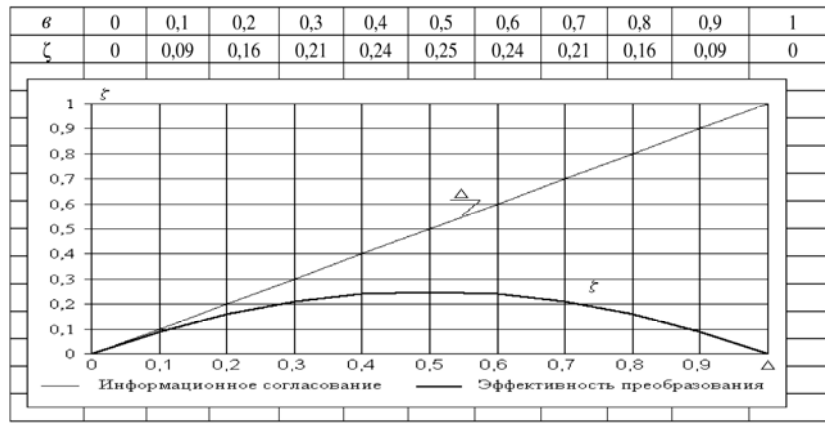


Рис. 3. Зависимость эффективности преобразования от информационного согласования в генераторном преобразователе

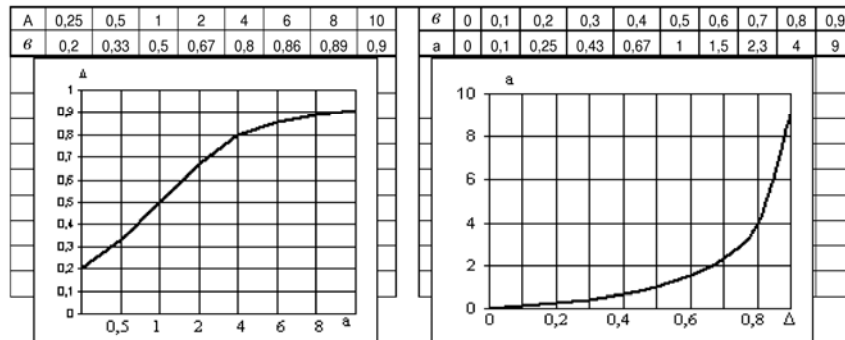


Рис. 4. Взаимные зависимости энергетического и информационного согласований

### 1. Классификация усилителей биопотенциалов

В медицинской диагностике для регистрации потенциалов на поверхности кожи неинвазивным методом используют различную совокупность измерительных преобразователей и датчиков, определяемых общим понятием – усилитель биоэлектрических потенциалов (УБП).

Для решения конкретных задач и правильного выбора типа УБП, а также возможных путей его совершенствования, проведем обобщенную классификацию таких усилителей. В табл. 1 приведены основные параметры существующих и перспективных УБП.

Таблица 1

Сравнительные величины параметров УБП

Параметр	Достигнутые значения	Перспектива развития
Коэффициент усиления	$10^3$	$10^4$ с регулировкой
Количество каскадов	2	1
Входное сопротивление, Ом	$10^4$	$10^6$
Подавление синфазной составляющей, дБ	80	140
	Активное	Мультипликативное
Симметрия схемы	квазисимметрично	Полная симметрия

Современные усилители биопотенциалов, в основном, позволяют обеспечить требования неинвазивного контроля потенциалов, вырабатываемых организмом в процессе жизнедеятельности. Достигнутые значения по коэффициенту усиления определяются реальным процессом нормализации уровня аналогового сигнала до величины, необходимой для последующего аналого-цифрового преобразования.

Требование повышения селективности работы датчиков при исключении операции усреднения объективно снижает энергетические показатели входного сигнала УБП. В результате этого перспективным коэффициентом усиления может являться  $K_y = 10^4$  при, желательно, линейном и однопараметровом его регулировании.

Условия линейности коэффициента усиления обуславливаются следующими обстоятельствами. Существующие инструментальные усилители регулируются с обратной пропорциональной зависимостью изменения коэффициента усиления. Требуемый коэффициент  $10^3$  находится на участке с исключительной крутизной. Поэтому малейшее изменение сопротивления регулирующего элемента воспринимается как мощный артефакт. В классических УБП вынуждены использовать два каскада усиления с коэффициентом усиления  $\sqrt{1000} = 31,6$ , находящимся на пологом участке зависимости коэффициента усиления. Исходя из этого, линейность и прямо пропорциональная зависимость для УБП являются приоритетными условия-

ми. Параметры входного сопротивления и подавления синфазной составляющей определяются в своей перспективе условиями функционирования УБП в различных вариантах эксплуатации.

## 2. Модернизация усилителей биопотенциалов

Наиболее распространена схема УБП, состоящая из двух дифференциальных каскадов с большим входным сопротивлением, именуемая инструментальным усилителем (рис. 5). Эта схема использовалась в качестве базовой при проектировании УБП.

Схема усилителя включает два дифференциальных каскада, первый из которых (DA1, DA2) включен по схеме инвертирующего повторителя с симметричным входом и выходом, а второй (DA3) – с несимметричным выходом.

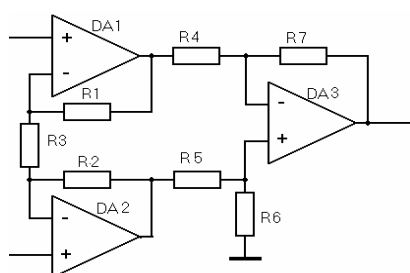


Рис. 5. Классическая схема усилителя биопотенциалов

Очевидно, входная часть схемы реализует симметричные повторители напряжения, которые при наличии резистора R3 обеспечивают усиление сигналов по каналам DA1 и DA2. Часть схемы на DA3 при равенстве R4=R5=R6=R7 формирует разницу напряжений соответствующих каналов. При этом подавляется синфазная составляющая, которая передается со входа и формирует сумму полезных дифференциальных напряжений. Таким образом, схемы на DA1 и DA2 являются схемами повторения-инверсии- фазоинвертирования (ПИФ).

Для входной части известной схемы (рис. 6) инструментального усилителя имеет место существенная зависимость напряжения на выходе не только от соотношения параметров резисторов, но и от усиления напряжений. Модернизированная схема (рис. 7) выполнена с инвариантным применением входов операционных усилителей.

Определим величины коэффициента усиления и погрешности:

$$I = \frac{U_3 - U_4}{2R} \quad (11)$$

Коэффициент  $K=0...1$  указывает на соотношение деления сопротивления R в частях  $R_k$  и  $(R - R_k)$ , так что

$$R_k/R=K, (R - R_k) / R = (1 - K).$$

Каждый операционный усилитель имеет собственный коэффициент усиления K1, K2, причем:

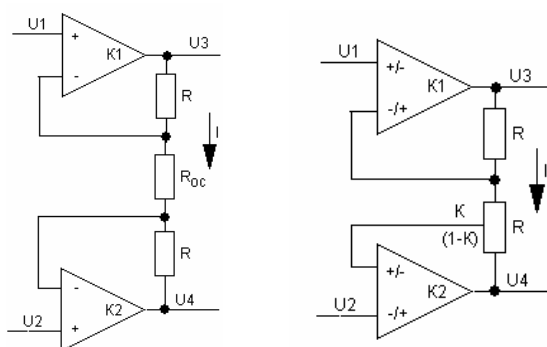


Рис. 6. Исходная схема входной части УБП Рис. 7. Модернизированная схема входной части УБП

$$K1 = K2 \approx 10^4...10^6 \rightarrow \infty. \quad (12)$$

1. Для выходного напряжения  $U_3$  :

$$U_3 = K_1 \cdot \left[ \pm U_1 \mp \left( U_3 - \frac{U_3 - U_4}{2} \right) \right]. \quad (13)$$

Зафиксируем потенциал  $U_1$ . Пусть  $U_1=0$ , а напряжение  $U_2=U_{вх}$  будет входным, тогда:

$$U_3 = \mp K_1 \cdot \left( U_3 - \frac{U_3 - U_4}{2} \right);$$

$$U_3 = \mp K_1 \cdot \left( \frac{U_3 + U_4}{2} \right); \quad (14)$$

$$2U_3 = \mp K_1 U_3 \mp K_1 U_4.$$

После преобразования получим:

$$2U_3 \pm K_1 \cdot U_3 = \mp K_1 \cdot U_4; \quad U_3(2 \pm K_1) = \mp K_1 \cdot U_4.$$

Запишем конечный результат:

$$U_3 = \frac{\mp K_1}{2 \pm K_1} \cdot U_4 = \frac{1}{2/(\mp K_1) - 1} \cdot U_4 \approx -U_4. \quad (15)$$

Таким образом,  $U_3 = -U_4$  при наличии погрешности инвертирования  $\Delta U = \mp 2 / K_1$ .

2. Для выходного напряжения  $U_4$ :

$$U_4 = K_2 \cdot \left[ \mp U_2 \pm \left( U_4 + \frac{U_3 - U_4}{2} \cdot (1 - K) \right) \right]. \quad (16)$$

С учетом (15) последнее выражение можно переписать следующим образом:

$$U_4 = \mp K_2 \cdot U_2 \pm K_2 \cdot [U_4 - (1 - K) \cdot U_4] = \mp K_2 \cdot U_2 \pm K_2 \cdot K \cdot U_4. \quad (17)$$

После преобразований имеем:

$$U_4 \cdot (1 \mp K \cdot K_2) = \mp K_2 \cdot U_2;$$

$$U_4 = \frac{\mp K_2}{(1 \mp K \cdot K_2)} \cdot U_2; \quad (18)$$

$$U_4 = \frac{1}{1/\mp K_2 + K} \cdot U_2 \approx \frac{U_2}{K}.$$

Из последнего выражения следует непосредственная зависимость коэффициента ( $K_{yc}$ ) усиления входного напряжения  $U_2$  к  $U_4$ , причем  $U_3 = -U_4$ , а также допустимая погрешность такого преобразования. Полученные результаты можно систематизировать (табл. 2).

Таблица 2  
Обобщенные результаты расчетов

Параметр	Усиление	Инвертирование	Поворот фазы
$K_{yc}$	$1/K$	$-1/K$	$180^\circ$
Погрешность	$\mp 1/K2$	$\mp 2/K1$	$\mp 1/K2 \pm 2/K1$ $= \pm 1/K1$

Таким образом, схема (рис. 8) характеризуется симметрией процесса усиления, инвертирования и, как следствие, идеальными условиями для выполнения поворота фазы при простом способе регулирования коэффициента усиления и инвариантном использовании входов операционных усилителей.

Рассмотренные схемы и аналитические обоснования касаются случая использования напряжения  $U_1$  в качестве опорного, а именно,  $U_1=0$ . В другом случае возникает синфазная составляющая  $U_{сф}$ , и напряжения на выходах соответственно равны

$$U_3=U_{сф}-K_{yc}\cdot\Delta U_{вх}, U_4=U_{сф}+K_{yc}\cdot\Delta U_{вх},$$

$$\text{где } U_{сф} = \frac{U_1+U_2}{2}; \Delta U_{вх} = \pm U_1 \mp U_2.$$

Дальнейшее совершенствование процесса формирования полезного сигнала возможно за счет использования положительных качеств дифференциальных усилителей с точки зрения подавления синфазной составляющей входного сигнала.

### 3. Мультипликативный способ подавления синфазной составляющей

При регистрации сигналов с амплитудой менее 1мВ борьба с помехами на больших входных сопротивлениях усилителей в радиотехнике решается за счет размещения усилительного преобразователя непосредственно в пределах чувствительной зоны. Такое устройство будем называть активным датчиком с собственным усилением, общий вид которого представлен на рис. 8.



Рис. 8. Общий вид разработанного активного датчика

Медико-техническое обоснование выбора датчиков для снятия и регистрации сигналов должно дополняться техническими решениями, обуславливающими точность измерения и минимальное количество помех. Повышение точности регистрации

потенциалов достигается за счет обеспечения усиления непосредственно в зоне контроля.

К активным датчикам (АД) применяют те же требования, что к электродам и УБП. Сигнал передается на вход усилителя биопотенциалов по экранированному проводнику. Внутри экранированного проводника кроме сигнальных, расположены провода питания микросхемы, что повышает помехоустойчивость – полезный сигнал усиливается сразу после регистрации, до появления погрешностей, присутствующих при передаче сигнала.

Такой датчик становится активным, улучшается отношение сигнал/шум. Появляется возможность передачи усиленного напряжения по экранированному каналу связи датчик – УБП.

Следующим шагом в развитии системы датчиков является способ регистрации абсолютных потенциалов опорного и измерительного активных датчиков (рис. 9).

Указанный способ предполагает применение идентичных УБП на каждом из датчиков. При этом измерительные входы УБП (DA5 и DA1) являются, собственно, датчиком, а опорные входы подключены к общему проводу – экрану канала связи. В этом случае в активных датчиках дифференциальные сигналы соответственно равны  $U_{диф1} = K_{yc}(U_{сигн.1} - U_{ref})$  и  $U_{диф2} = K_{yc}(U_{сигн.2} - U_{ref})$ . Поскольку потенциал  $U_{ref}$  является общим для обоих каналов датчиков и равен нулю по определению, то в экранированном канале связи от активных датчиков передаются усиленные сигналы:

$$U_1 = K_{yc}U_{сигн.1} \text{ и } U_2 = K_{yc}U_{сигн.2}. \quad (19)$$

Полученные выражения подтверждают утверждение о повышении отношения сигнал/шум при передаче потенциалов датчиков по экранированным каналам.

На схеме УБП, построенном на DA7, DA8, DA9, выполняется окончательное выделение выходного сигнала:

$$U_{вых} = K_{yc3} \cdot (U_1 - U_2). \quad (20)$$

### Выводы

Очевидно, что синфазная составляющая сигнала подавляется в два этапа, поэтому общий коэффициент подавления составит  $K_{оэф1} \cdot K_{оэф2} \approx 120 \dots 180$  дБ.

С учетом требований  $K_{yc1} \approx K_{yc2} = K_{yc}$  общий коэффициент усиления УБП составит:

$$K_y = K_{yc} \cdot K_{yc3}. \quad (21)$$

Следует учесть, что отношение сигнал/шум в экранированном канале будет повышен в  $K_{yc}$  раз.

Появилась возможность регулировкой  $K_{yc1}$  либо  $K_{yc2}$  добиться симметрии измерительного и опорного каналов, чего нельзя добиться в существующих системах подавления синфазных составляющих.

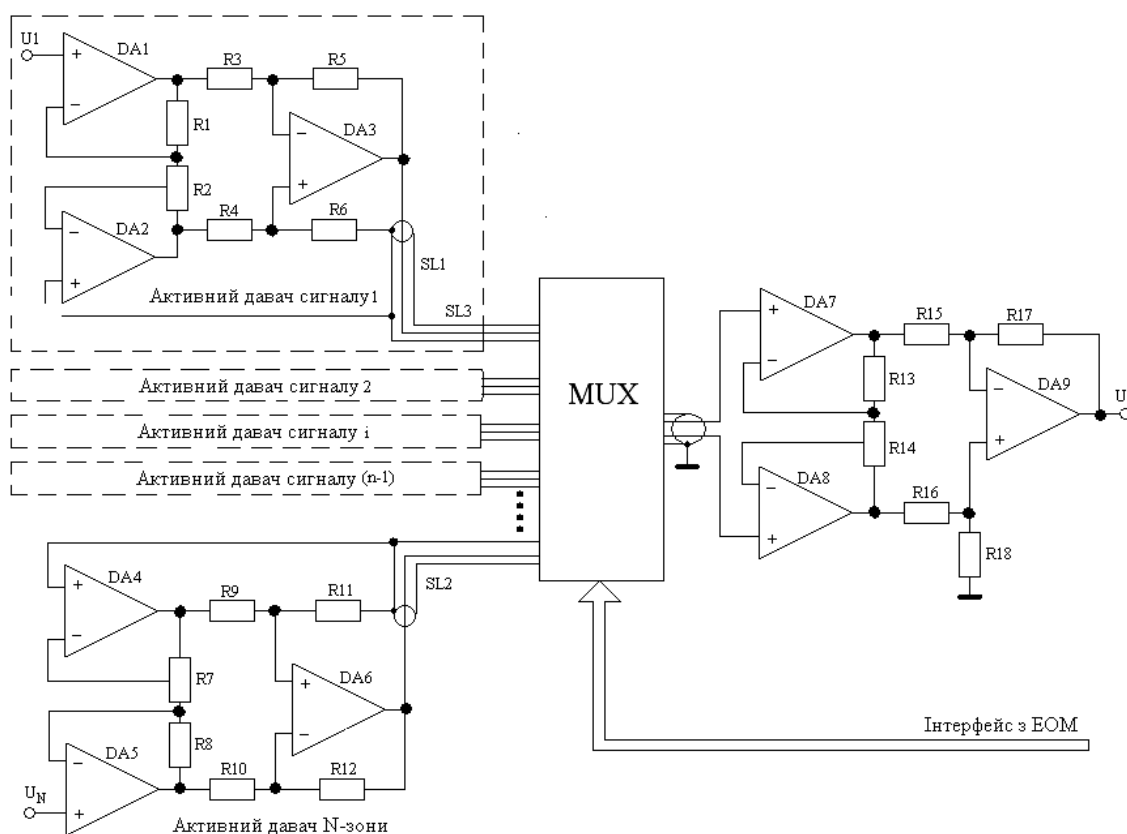


Рис. 9. Активная схема выделения абсолютных значений потенциалов и подавления синфазной составляющей

### Список литературы

1. Зевеке Г.В. Основы теории цепей: Учебник / Г.В. Зевеке, П.А. Ионкин и др. – М.: Энергоатомиздат, 1989. – 528 с.
2. Бессонов Л.А. Теоретические основы электротехники. Электрические цепи. – 9-е изд., перераб. и доп. / Л.А. Бессонов. – М.: Высшая школа, 1996. – 638 с.
3. Хоровиц П. Искусство схемотехники / П. Хоровиц, У. Хилл. – М.: Мир, 1993. – 268 с.
4. Тетельбаум И.М. Практика аналогового моделирования динамических систем: справочное пособие / И.М. Тетельбаум, Ю.Р. Шнейдер. – М.: Энергоатомиздат, 1987. – 320 с.

5. Сиберт У.М. Цепи, сигналы, системы. В 2 т. Пер. с англ. / У.М. Сиберт. – М.: Мир, 1988. – Т.1. – 162 с.
6. Пейтон А.Дж. Аналоговая электроника на операционных усилителях / А.Дж. Пейтон, В. Воли. – М.: Бинном, 1994. – 352 с.
7. Гольденберг Л.М. Цифровая обработка сигналов / Л.М. Гольденберг и др. – М.: Радио и связь, 1990. – 256 с.
8. Practical Analog Design Techniques, Analog Devices, 1995, Chapter 4, 5, and 8.

Поступила в редколлегию 2.11.2010

Рецензент: д-р техн. наук, проф. Ю.В. Стасев, Харьковский университет Воздушных Сил им. И. Кожедуба, Харьков.

### АКТИВНИЙ ДАВАЧ З ПРОСТОРОВО-РОЗПОДІЛЕНИМИ ЧУТТЕВИМИ ЗОНАМИ У ЕЛЕКТРОГАСТРОЕНТЕРОГРАФІЇ ТА ПОТЕНЦІАЛОГРАФІЇ

О.Я. Крук

У статті розглянуті принципи інформаційного та енергетичного узгодження та запропоновано спосіб отримання максимально інформативного сигналу при реєстрації біопотенціалів. Запропоновані схеми на операційних підсилювачах та давач з просторово-розподіленими чуттєвими зонами реєстрації.

**Ключові слова:** джерело сигналу, давач, перетворювач, операційний підсилювач, коефіцієнт посилення, синфазна складова, підсилювач біопотенціалів.

### THE ACTIVE SENSOR WITH THE SPATIALLY-DISTRIBUTED SENSITIVE ZONES IN ELECTROGASTROENTEROGRAPHY AND POTENTIALOGRAPHY

O.Ya. Kruk

The principles of the information and power coordination are considered in article and the way of reception of as much as possible informative signal is offered at registration of biopotentials. Schemes on operational amplifiers and the sensor with the spatially-distributed sensitive zones of registration are offered.

**Keywords:** a source of a signal, sensor, converter, operational amplifier, factor of amplification, an inphase component, amplifier of biopotentials.