

# Особенности проектирования усилителей биопотенциалов для приборов регистрации функциональных параметров человека

Д. Журавлёв, Ю. Балашов

## ВИДЫ ПОМЕХ ПРИ РЕГИСТРАЦИИ БИОПОТЕНЦИАЛОВ

При регистрации как электрофизиологических, так и неэлектрофизиологических параметров человека существует ряд внешних помех, накладывающих ограничения на проектируемые усилители биопотенциалов (УБП).

Помехи по их виду, происхождению и влиянию на параметры полезного сигнала можно разделить на аддитивные и мультипликативные [1]. Аддитивные помехи складываются с полезным сигналом и делятся на синфазные и разнофазные.

На поверхности тела относительно земли присутствует напряжение синфазной помехи частотой 50 Гц, амплитуду и фазу которой можно считать практически одинаковой во всех точках. При этом величина наводимой ЭДС определяется как:

$$e_1 = 0,2 \cdot 10^{-8} \cdot j\omega l \left( \ln \frac{2l}{d} + \frac{d}{l} - 1 \right), \quad (1)$$

где  $l$  — длина параллельных проводов в см;  $d$  — расстояние между проводами в см;  $\omega$  — угловая частота переменного тока;  $l$  — ток в А.

Наводка промышленной частоты может индуцироваться в цепях УБП за счет различных разомкнутых электрических цепей, плоскость которых перпендикулярна токонесящим проводникам. При этом ЭДС определяется формулой:

$$e_2 = 0,2 \cdot 10^{-6} \cdot j \frac{\omega S}{l}, \quad (2)$$

где  $S$  — площадь, охваченная разомкнутой электрической цепью в м<sup>2</sup>;  $l$  — расстояние от рамки до проводника.

Инфранизкочастотные синфазные помехи создаются средним уровнем

поляризационных потенциалов электродов, а среднечастотные — средним уровнем биоэлектрической активности соседних органов и кожно-гальваническим рефлексом.

Мультипликативные помехи (артефактные) изменяют параметр одного из элементов контура передачи сигнала (например, сопротивления системы “кожа–электролит–электрод” при высухании электролита или при движениях пациента), меняют коэффициент передачи полезного сигнала, вызывая появление модуляции полезного сигнала помехой. Артефактные помехи обычно описываются уравнением:

$$N(t) = \sum_{k=0}^{\infty} A_k F_k [(t - t_k) / \tau_k], \quad (3)$$

где  $A_k$  — амплитуда;  $F_k[\cdot]$  — форма;  $t_k$  — момент возникновения;  $\tau_k$  — длительность  $k$  артефактной помехи.

## ОСОБЕННОСТИ ПРОЕКТИРОВАНИЯ УБП

Идеальным для регистрации биопотенциалов был бы усилитель, который обладает бесконечно большим полным входным сопротивлением, полностью подавляет помехи от силовой сети, нечувствителен к потенциалам поляризации электродов и разностным помехам, лежащим за пределами полосы частот полезного сигнала, не имеет собственных шумов, способен сохранять свои характеристики при воздействии на него значительных кратковременных перегрузок, а также не вносит частотных и нелинейных искажений в полосу частот и в динамическом диапазоне полезного сигнала. Однако построить такой усилитель практически невозможно, поэтому при разработке УБП стремятся реализовать ряд требований к ним.

Входное сопротивление усилителя должно быть не ниже сопротивления биообъекта с учетом сопротивления перехода кожа–электрод, с тем чтобы не нагружать источник возбуждения, которым является биологический объект. При расчете допустимого значения входного сопротивления усилителя используют представление о допустимом отношении сигнал/шум. В этом случае расчетное соотношение имеет следующий вид:

$$|Z_{вх}| > 2 \cdot \frac{Z_{п}}{\frac{100}{\Psi_{ст}} + 1}, \quad (4)$$

где  $Z_{п}$  — паразитное сопротивление приэлектродной зоны (электрод–ткань);  $\Psi_{ст}$  — заданная величина отношения сигнал/помеха.

Коэффициент передачи и полоса частот УБП выбираются с таким расчетом, чтобы при максимальном размахе полезного сигнала суммарные полезный сигнал и сигналы всех видов помех не вышли за пределы линейного участка УБП с целью минимизации искажений величины сигнала.

Входные каскады усилителя биопотенциалов строятся с таким расчетом, чтобы обеспечить подавление наиболее существенных помех и минимальный уровень собственных шумов при достаточно простых схемотехнических решениях.

Проанализированные многочисленные исследования [2-9] показывают, что наиболее радикальный способ борьбы с различными помехами — это конструктивные методы построения УБП, основанные на дифференциальном приеме сигнала. На границе кожа–электрод образуется поляризационно-гальваническая ЭДС, как представлено на рис. 1. Напряжения помехи на входе УБП от

действия поляризационно-гальванической ЭДС:

$$\left. \begin{aligned} U_1 &= \frac{(E_0 + E_1)(R_0 + R_2 + R_{вх2}) - (E_0 + E_1)R_0}{(R_{вх1} + R_1)(R_0 + R_2 + R_{вх2}) + R_0(R_2 + R_{вх2})} R_{вх1} \\ U_2 &= \frac{(E_0 + E_2)(R_0 + R_1 + R_{вх1}) - (E_0 + E_1)R_0}{(R_{вх2} + R_2)(R_0 + R_1 + R_{вх1}) + R_0(R_1 + R_{вх1})} R_{вх2} \end{aligned} \right\} (5)$$

где  $E_1, E_2, E_0$  — источники поляризационно-гальванической ЭДС;  $R_1, R_2, R_0$  — внутренние сопротивления источников ЭДС сигнальных и нулевого электродов.

Единственный путь уменьшения влияния источников поляризационно-гальванической ЭДС — повышение входного сопротивления усилителя и его симметрирование. Существенную роль при проектировании УБП играет возможность подавления им промышленной наводки, например, с помощью принципа фазового разделения сигнала и помехи на симметричном входе УБП и компенсации последней в различного рода дискриминаторах. Напряжение на выходе каналов такой схемы определяется как:

$$\left. \begin{aligned} U_{вх1} &= K_1 U_{01} = U_{вх1} K_1 \frac{Z_{вх1}}{Z_{вх1} + Z_{01}} \\ U_{вх2} &= K_2 U_{02} = U_{вх2} K_2 \frac{Z_{вх2}}{Z_{вх2} + Z_{02}} \end{aligned} \right\} (6)$$

где  $K_1, K_2$  — комплексные коэффициенты передачи каналов;  $Z_{вх1}, Z_{вх2}$  — комплексные входные сопротивления;  $Z_{01}, Z_{02}$  — комплексное внутреннее сопротивление на первое и второе плечо схемы.

Суммарное выходное напряжение будет равно:

$$U_{вх} = U_{вх1} K_1 \frac{Z_{вх1}}{Z_{вх1} + Z_{01}} + U_{вх2} K_2 \frac{Z_{вх2}}{Z_{вх2} + Z_{02}} (7)$$

Предположим, что на входе действует аддитивная смесь полезного сигнала  $U_c$  и помехи  $U_n$ . Если помеха относительно нулевой точки синфазна, а сигнал парафазен, то, используя принцип суперпозиции, получим:

$$\begin{aligned} U_{вх} &= U_{вх.с} + U_{вх.п} = \\ &= U_c \left( K_1 \frac{Z_{вх1}}{Z_{вх1} + Z_{01}} + K_2 \frac{Z_{вх2}}{Z_{вх2} + Z_{02}} \right) + \\ &+ U_n \left( K_1 \frac{Z_{вх1}}{Z_{вх1} + Z_{01}} - K_2 \frac{Z_{вх2}}{Z_{вх2} + Z_{02}} \right) \end{aligned} (8)$$

откуда выигреш:

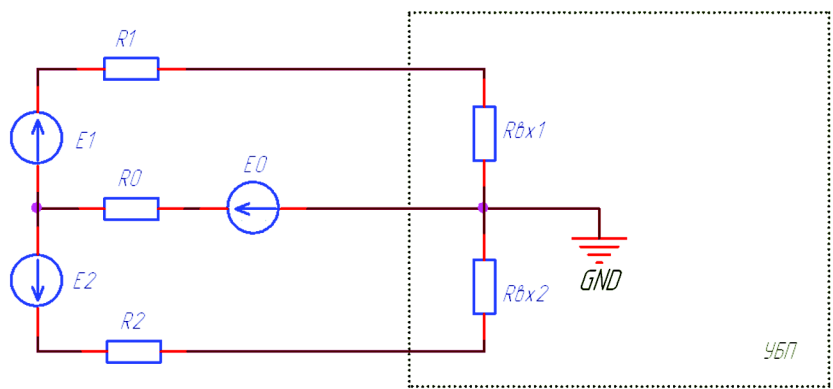


Рисунок 1 Поляризационно-гальваническая ЭДС на входе УБП

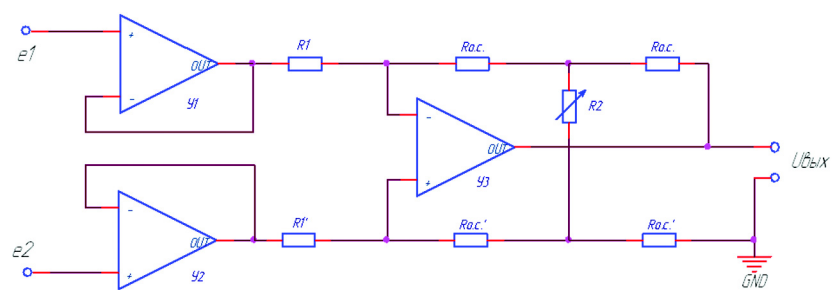


Рисунок 2 Схема измерительного усилителя

$$F = \frac{U_{вх.с}}{U_{вх.п}} \cdot \frac{U_n}{U_c} = \frac{K_1 Z_{вх1} (Z_{вх2} + Z_{02}) + K_2 Z_{вх2} (Z_{вх1} + Z_{01})}{K_1 Z_{вх1} (Z_{вх2} + Z_{02}) - K_2 Z_{вх2} (Z_{вх1} + Z_{01})} (9)$$

Коэффициент  $F$  называют коэффициентом дискриминации. Как следует из (9),  $F$  зависит как от комплексных коэффициентов передачи каналов (идентичность их амплитудно-частотных (АЧХ) и фазо-частотных (ФЧХ) характеристик, величины комплексных входных сопротивлений), так и разбаланса внутреннего сопротивления объекта. При высокой степени симметрии каналов можно считать:

$$\left. \begin{aligned} K_1 &= K_2 = K \\ Z_{вх1} &= Z_{вх2} = Z_{вх} \end{aligned} \right\} (10)$$

Тогда (9) имеет вид:

$$F = \frac{2Z_{вх} + Z_{02} + Z_{01}}{\Delta Z_0} (11)$$

где  $\Delta Z_0 = Z_{02} - Z_{01} = |\Delta Z_0| e^{i\Delta\varphi}$ , т.е. степень подавления синфазной помехи определяется комплексным входным сопротивлением каналов и величиной разбаланса  $\Delta Z_0$ .

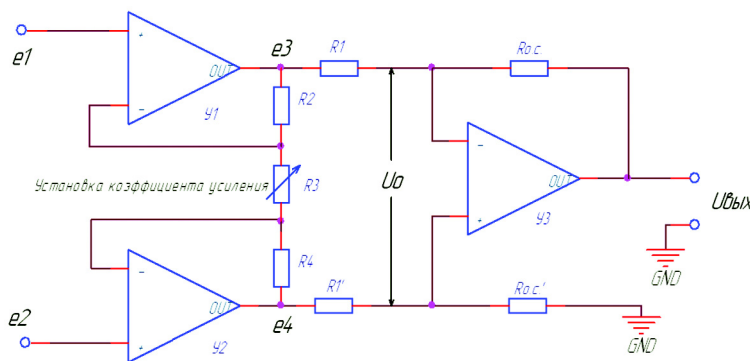
При  $|Z_{вх}| \gg |Z_{02} + Z_{01}|$ :

$$F = \frac{2Z_{вх}}{\Delta Z_0} (12)$$

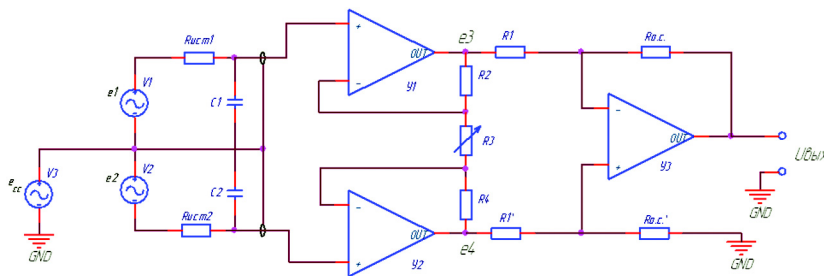
Чем больше входное сопротивление и меньше разбаланс, тем выше подавление синфазной помехи [10].

**СХЕМОТЕХНИЧЕСКАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ УБП**

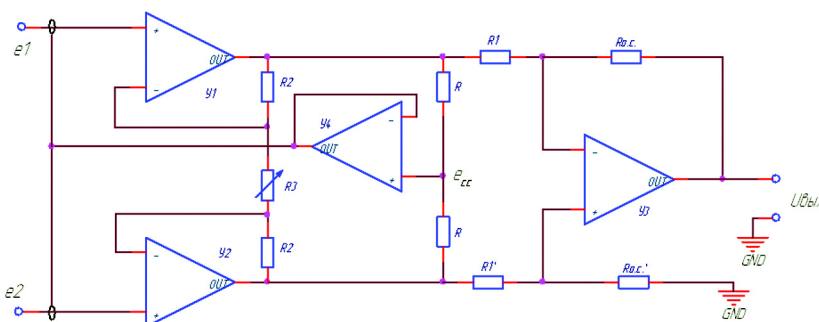
В силу высокого уровня синфазных помех и достаточно низких значений входного сигнала ЭКГ единственным правильным решением является применение в качестве УБП измерительного усилителя, построенного на отдельных операционных усилителях (ОУ). Схема ОУ, которая усиливает дифференциальный входной сигнал  $e_1 - e_2$  и подавляет или ослабляет дифференциальное напряжение  $U_{сс}$ , на которое наложен сигнал  $e_1 - e_2$ , представляет собой сумматор-вычитатель или дифференциальную схему. На рис. 2 представлена схема измерительного усилителя. Для увеличения входного сопротивления каждый вход дифференциального усилителя  $Y3$  питается от повторителя напряжения  $Y1$  и  $Y2$ , резистор  $R2$  служит для установки коэффициента усиления. Выходное напряжение схемы определяется так:



**Рисунок 3** Модифицированная схема измерительного усилителя с установкой коэффициента усиления



**Рисунок 4** Защита входа



**Рисунок 5** Измерительный УБП со схемой защиты входа.  
 $R_1 = R_1', R_{0.c} = R_{0.c}'$

$$U_{\text{вых}} = 2[1 + R_{0.c}/R_2](R_{0.c}/R_1)(e_1 - e_2). \quad (13)$$

А коэффициент усиления:

$$K = 2[1 + (R_{0.c}/R_2)(R_{0.c}/R_1)], \quad (14)$$

где  $R_1 = R_1', R_{0.c} = R_{0.c}'$ .

В этой схеме резисторы  $R_1, R_1', R_{0.c}, R_{0.c}'$  должны быть тщательно подобраны с точки зрения отклонений номиналов в каждом плече, чтобы избежать ухудшения коэффициента ослабления синфазного сигнала (КОСС).

Избежать влияния неточного подбора резисторов, устанавливающих коэффициент усиления, на КОСС помогает схема, представленная на рис. 3. В схеме  $R_2 = R_4, R = R_1', R_{0.c} = R_{0.c}', U_0 = [1 + 2(R_2/R_3)](e_1 - e_2), U_{\text{вых}} = (R_{0.c}/R_1) \times [1 + 2(R_2/R_3)](e_1 - e_2)$ .

Неинвертирующие операционные усилители  $U_1$  и  $U_2$  параллельно включены в схему. Синфазное напряжение пропускается усилителями  $U_1$  и  $U_2$  без усиления и ослабляется с помощью сумматора-вычитателя  $U_3$ . Выходное напряжение  $U_1$  усилителя  $U_1$  будет равно:

$$U_1 = [1 + (R_2/R_3)]e_1 - (R_2/R_3)e_2 + U_{\text{сс}}, \quad (15)$$

а выходное напряжение  $U_2$  усилителя  $U_2$ :

$$U_2 = [1 + (R_4/R_3)]e_2 - (R_4/R_3)e_1 + U_{\text{сс}}, \quad (16)$$

При  $R_2 = R_4$  получаем:

$$U_{\text{вых}} = [1 + 2(R_2/R_3)](e_1 - e_2). \quad (17)$$

Коэффициент усиления такого измерительного усилителя с учетом обоих каскадов:

$$K = [1 + 2(R_2/R_3)](R_{0.c}/R_1). \quad (18)$$

При проектировании УБП для существующего ряда разработок [2-9] нами были применены дополнительные способы борьбы с помехами.

### ЗАЩИТА ВХОДА

Для УБП требуется высокое значение КОСС при частотах выше нулевой, при которых паразитные емкости на входе могут привести к ухудшению качества работы. Если в схеме на рис. 4  $R_{\text{вх.с1}} C_1$  и  $R_{\text{вх.с2}} C_2$  не равны, то сигналы, подаваемые на измерительный усилитель, затухают во времени неодинаково. Если постоянные времени на входах  $R_{\text{вх.с1}} C_1$  и  $R_{\text{вх.с2}} C_2$  вносят неодинаковое затухание сигналов переменного тока (особенно  $U_{\text{сс}}$ ), то КОСС понижается. Емкости  $C_1$  и  $C_2$  представляют собой суммы емкостей входов усилителя, паразитных емкостей и емкостей экрана.

Если на экран подавать напряжение, равное синфазному, то синфазное напряжение не будет затухать под влиянием входных RC-цепей и, что более существенно, не будет различия в затухании по каждому входу. Присоединение экрана, показанное на рис. 4, может привести к недопустимой нагрузке источника входного сигнала.

Эта нагрузка может быть устранена, если осуществить подсоединение экрана, как это показано на рис. 5.

Оба резистора  $R$  одинаковы и по величине выбраны так, что не нагружают выходы усилителей  $U_1$  и  $U_2$ . Напряжение в точке соединения этих резисторов приблизительно равно синфазному напряжению  $U_{\text{сс}}$ . Повторитель  $U_4$  действует в качестве буфера между схемой и экраном. Если емкость экрана невелика и усилители  $U_1$  и  $U_2$  могут обеспечить достаточный ток, то можно обойтись без буфера, а экран непосредственно присоединить к средней точке делителя напряжения.

### НЕЙТРАЛЬНЫЙ ЭЛЕКТРОД

Через паразитные емкости на объект с наложенными электродами наводятся помехи от силовой (осветительной сети) (рис. 6).

Напряжение помех в точке 1 выражается как:

$$U_{n1} = \frac{Z_0 + Z_2}{Z_1 + Z_2 + Z_0} U. \quad (19)$$

В силу хорошей электропроводности ткани живого объекта полагаем, что напряжения помех в точках 1 и 2 одинаковы. Так как сопротивление ткани живого объекта  $Z_0$  мало, то пренебрегая им по сравнению с  $Z_2$  получаем:

$$U_{n1} = U_{n2} = \frac{Z_2}{Z_1 + Z_2} U. \quad (20)$$

При  $U = 220$  В,  $Z_1 = 2 \cdot 10^8$  Ом,  $Z_2 = 10^7$  Ом напряжение помех  $U_{n1} = U_{n2} = 10,5$  В. Для ослабления напряжения помех используют нейтральный электрод, с помощью которого пациента соединяют с заземляющим проводом, как это представлено на рис. 6. После чего  $Z_2 = 5 \cdot 10^4$  Ом и  $U_{n1} = U_{n2} = 54$  мВ. Для более сильного ослабления синфазных помех на нейтральный электрод подают напряжение синфазных помех, усиленное в несколько десятков раз. Схемотехническая реализация такого способа показана на рис. 7.

Расчет и анализ основных параметров представленных схем проведён в соответствии с ГОСТ 19687 (Приборы для измерения биоэлектрических потенциалов сердца) при использовании ими-

тационного моделирования с помощью встроенных средств пакета программ OrCAD 9.2, 9.3 и среды MatCAD 2000. Проведённые эксперименты позволили выявить необходимость использования нейтрального электрода. В целях экономии места и снижения стоимости приборов регистрации биопотенциалов на экраны проводников, соединяющих электроды с усилителем, не подавалось напряжение синфазной помехи. Вместо этого экраны были соединены с землёй, что незначительно снизило КОСС УБП.

**Литература**

1. Бакалов В.П. Основы биотелеметрии. М.: Радио и связь, 2001. 352с.: ил.
2. Козлов Д.В., Балашов Ю.С. Многофункциональный программируемый прибор регистрации электрокардиосигнала // Радиолокация, навигация, связь. Материалы 8-ой международной научно-технической конференции. Воронеж. 23-25 апреля 2002. Том 1. С. 667–671.
3. Козлов Д.В., Балашов Ю.С. Опыт проектирования микропроцессорных устройств сбора биомедицинской информации // Микропроцессорные, аналоговые и цифровые системы: проектирование и схемотехника, теория и воп-

росы применения. Материалы 3-ей международной научно-практической конференции. Новочеркасск. 21 февраля 2003. С. 65–66.

4. Козлов Д.В., Балашов Ю.С., Костин А.А. Регистраторы электрокардиосигнала для локальной системы дистанционного мониторинга электрокардиограмм // Радиоэлектроника в медицине. Материалы 5-ой международной конференции. Москва. 1-2 октября 2003. С. 15–18.

5. Журавлёв Д.В. Устройства сбора биомедицинской информации в системе дистанционного мониторинга // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. "Биомедсистемы – 2004". Материалы всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых учёных и специалистов. Рязань. 2004. С. 29–30.

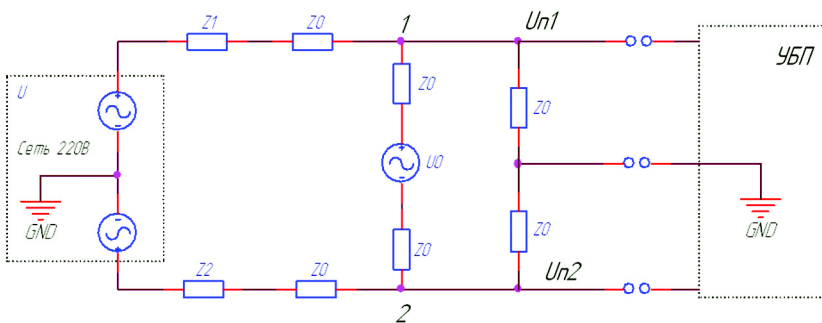
6. Журавлёв Д.В. Оптимальный усилитель биопотенциалов в устройствах сбора биомедицинской информации // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. "Биомедсистемы – 2004". Материалы всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых учёных и специалистов. Рязань. 2004. С. 31–32.

7. Козлов Д.В., Костин А.А., Балашов Ю.С. Проектирование регистраторов электрокардиосигнала для системы дистанционного мониторинга электрокардиограмм // Chip News. 2003. № 8. С. 46–50.

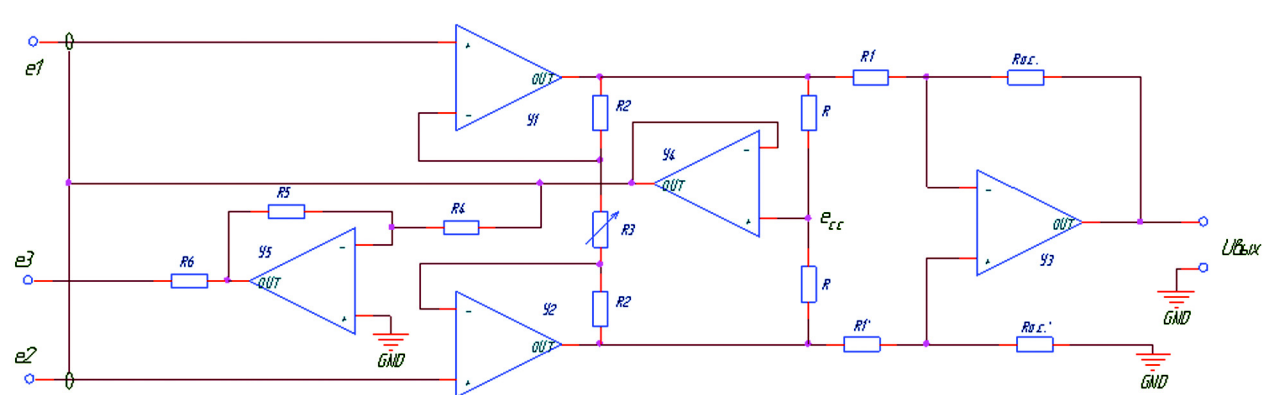
8. Журавлёв Д.В., Костин А.А., Балашов Ю.С. Телеметрическая система контроля психофизиологического состояния операторов сложного оборудования // Проектирование радиоэлектронных устройств и систем. 2004. С. 153–160.

9. Журавлёв Д.В., Балашов Ю.С., Костин А.А., Бовкун А.С. / Портативное устройство контроля и регистрации биопотенциалов // Патент № 42944 РФ 21.06.2004.

10. Фолкенберри Л. Применения операционных усилителей и линейных ИС: Пер. с англ. М.: Мир, 1985. 572 с.: ил.



**Рисунок 6** Схема воздействия синфазной помехи от силовой сети



**Рисунок 7** Схема подавления синфазных помех с помощью нейтрального электрода