

Система «активной земли» в электрокардиографах.

А.П.Гордейчук
www.cardio.sp.ru

Качество электрокардиограммы (ЭКГ) сильно зависит от помех, практически всегда на ней присутствующих.

Наиболее мощной из всех помех при проведении ЭКГ исследования является помеха от сети переменного тока. Амплитуда напряжения частотой 50Гц на теле человека может достигать десятков вольт. Для её подавления, в электрокардиографах используется тот факт, что эта помеха является синфазной для двух входов прибора и имеет одинаковую амплитуду на разных участках тела. Включение в схему дифференциального усилителя, имеющего достаточный коэффициент подавления синфазной составляющей, позволяет значительно ослабить наводку от электрической сети. Но подавление помехи зависит не только от качества входного усилителя, но и от симметрии системы съема биопотенциалов. В связи с этим, определенный интерес вызывают системы компенсации асимметрии, с использованием отрицательной обратной связи.

Для оценки необходимого коэффициента ослабления синфазной помехи $K_{осф}$, а также оценки эффективности дифференциальной схемы, рассмотрим эквивалентную схему ЭКГ исследования.

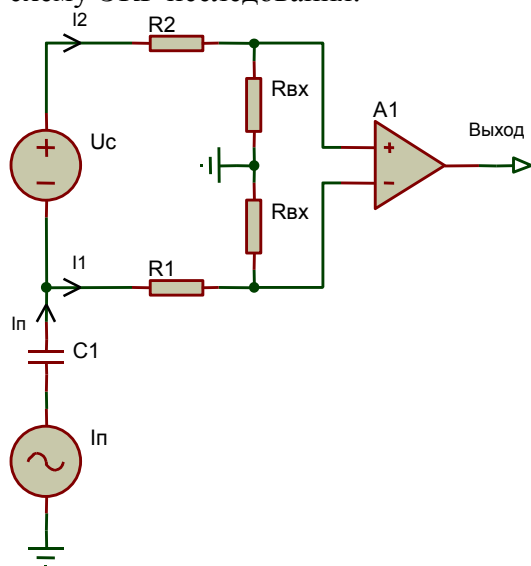


Рисунок 1

На рисунке 1 показана электрическая модель человеческого тела при ЭКГ исследовании и входной дифференциальный усилитель электрокардиографа [1].

Источник переменного тока I_n имитирует сетевую наводку. Источник напряжения U_c моделирует эквивалентный генератор сердца. Сопротивления R_1 и R_2 эквивалентны переходным сопротивлениям кожи в месте наложения электродов. Емкость C_1 – эквивалентна емкости человеческого тела. Входное сопротивление дифференциального усилителя A_1 по инвертирующему и по неинвертирующему входам будем считать одинаковыми и равными $R_{вх}$ (точность обеспечивается технологией изготовления микросхемы дифференциального усилителя).

Рассчитаем напряжения помехи и сигнала на входах усилителя.
 Для этого составим уравнения Кирхгофа:

$$\begin{cases} I_n - I_1 - I_2 = 0 \\ I_1(R_1 + R_{вх}) - I_2(R_2 + R_{вх}) = 0 \end{cases}, \text{ для расчета токов помехи} \quad (1)$$

Напряжения сигнала на неинвертирующем и инвертирующем входах усилителя:

$$U_{c+} = \frac{U_c R_{вх}}{R_1 + R_2 + 2R_{вх}} \quad U_{c-} = -\frac{U_c R_{вх}}{R_1 + R_2 + 2R_{вх}} \quad (2)$$

Так как $R_1 \ll R_{вх}$ и $R_2 \ll R_{вх}$, получим: $U_{c+} \approx \frac{U_c}{2}$ и $U_{c-} \approx -\frac{U_c}{2}$ (3)

Типовое напряжение кардиосигнала U_c составляет значение 2-3 мВ.

Известно, что для получения удовлетворительного качества электрокардиограммы, её динамический диапазон D должен быть не менее 40 дБ [2].

Отсюда следует минимально необходимый коэффициент подавления синфазной помехи дифференциальным усилителем:

$R_{ex} = 10 \text{ МОм}$, $R_1 = R_2 = 50 \text{ кОм}$, $I_n = 0,75 \mu\text{А}$ (среднеквадратичное значение)

$$K_{ocф} = 20 \lg \left(\frac{I_n (R_1 + R_{ex})}{U_c} \right) + D = 20 \lg \left(\frac{7,5}{3 \cdot 10^{-3}} \right) + 40 \approx 108 \text{ дБ} \quad (4)$$

При расчете (4) мы приняли допущение, что сопротивления R_1 и R_2 в точности равны друг другу.

Но на практике это условие часто не выполняется. На некоторых участках кожи сопротивление перехода электрод – кожа, а также сопротивление кожи может значительно отличаться. Кроме того, ухудшение контакта возможно со временем, например при долговременном холтеровском мониторинге. Это ухудшение может быть связано с неравномерным высыханием электропроводящего геля или с механическими перемещениями электродов. При этом сопротивления R_1 и R_2 могут отличаться на порядок!

Рассогласование приводит к ухудшению коэффициента ослабления синфазного сигнала. Найдем его:

Для этого из (1) определим напряжения на входах усилителя, создаваемые токами помехи:

Напряжение помехи на неинвертирующем входе: $U_{(+)} = \frac{I_n R_{ex} (R_{ex} + R_2)}{R_1 + R_2 + 2R_{ex}}$ (5)

Напряжение помехи на инвертирующем входе: $U_{(-)} = \frac{I_n R_{ex} (R_{ex} + R_1)}{R_1 + R_2 + 2R_{ex}}$ (6)

Напряжение на выходе идеального дифференциального усилителя:

$$U_{out} = (U_{(+)} - U_{(-)})K, \quad (7)$$

где K – коэффициент передачи усилителя.

Подставляя (5), (6) в (7) и учитывая то, что $R_1 \ll R_{вх}$ и $R_2 \ll R_{вх}$, получим:

$$U_{out} = \frac{I_n R_{ex} (R_2 - R_1)}{R_1 + R_2 + 2R_{ex}} \approx \frac{I_n \Delta R K}{2}, \quad \text{где } \Delta R = R_2 - R_1 \quad (8)$$

Следовательно, коэффициент подавления синфазной помехи с учетом переходных сопротивлений будет:

$$K_{ocф} \approx \frac{2I_n R_{ex} K}{2I_n \Delta R K} = \frac{R_{ex}}{\Delta R} \quad (9)$$

Отсюда следует, что для получения наибольшего подавления помехи, необходимо стремиться к равенству переходных сопротивлений электрод - кожа и максимальному значению входного сопротивления усилителя.

Для типичных значений входного сопротивления усилителя кардиосигнала

$R_{вх}=10\text{МОм}$ и разности переходных сопротивлений $\Delta R=10\text{кОм}$ $K_{осф}$ будет:

$$K_{осф} = 20\lg\left(\frac{1 \cdot 10^7}{1 \cdot 10^4}\right) = 60 \text{ дБ.} \quad (10)$$

Этот факт говорит о том, что для получения требуемого подавления помехи (4), совершенно недостаточно только лишь использовать дифференциальный усилитель с большим подавлением синфазного сигнала. Даже если применить во входном каскаде дорогой, прецизионный усилитель с собственным $K_{осф}$ более 120 дБ, его потенциально высокие возможности реализовать не удастся, так как результирующий $K_{осф}$ будет значительно хуже.

Для того чтобы скомпенсировать помеху, возникающую при рассогласовании входной цепи электрокардиографа, можно использовать схему «активной земли». Такое название схема получила вследствие того, что нейтральный (заземляющий) электрод не соединен с общим проводом прибора, а используется для осуществления отрицательной обратной связи.

Для реализации петли обратной связи (ООС), сигналы, поступающие с электродов необходимо суммировать, усилить, изменить их фазу на 180° и подать на тело исследуемого.

Суммирование необходимо для исключения из цепи ООС дифференциальных сигналов.

Усилитель должен обеспечивать необходимый коэффициент передачи и инверсию фазы.

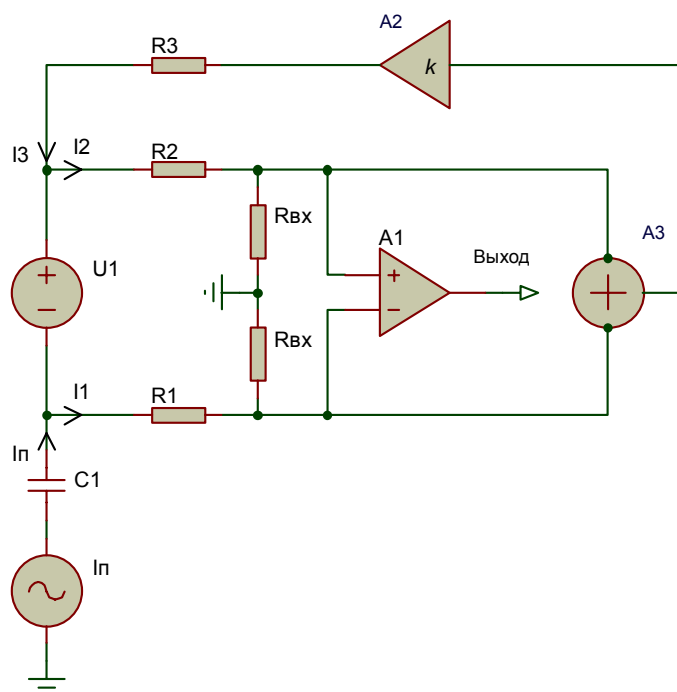


Рисунок 2

На рисунке 2 показана эквивалентная схема входной цепи электрокардиографа с использованием «активной земли». По сравнению с рисунком 1 добавлены следующие элементы:

A2 - усилитель напряжения обратной связи;

A3 – сумматор;

R3 – эквивалентное сопротивление кожи для третьего электрода.

Напряжения на входах дифференциального усилителя A1 складываются сумматором A3 и затем усиливаются и инвертируются прибором A2, с коэффициентом усиления k . С выхода усилителя A2

сигнал поступает на заземляющий электрод.

Для оценки коэффициента подавления синфазной помехи составим уравнения Кирхгофа для эквивалентной цепи:

$$\begin{cases} I_n + I_3 = I_1 + I_2 \\ I_3 R_3 + I_1 (R_1 + R_{ex}) = -k R_{ex} (I_1 + I_2) \\ I_2 (R_2 + R_{ex}) = I_1 (R_1 + R_{ex}) \end{cases} \quad (11)$$

Решая систему уравнений (11), найдем токи I_1, I_2, I_3 и напряжения помехи на входах усилителя.

Напряжение помехи на неинвертирующем входе:

$$U_{(+)} = \frac{I_n R_{ex} R_3 (R_2 + R_{ex})}{R_{ex}^2 (k+1) + k R_{ex} R_1 + k R_{ex} R_2 + R_{ex} R_1 + R_{ex} R_2 + 2 R_{ex} R_3 + R_1 R_2 + R_1 R_3 + R_2 R_3} \quad (12)$$

Напряжение помехи на инвертирующем входе:

$$U_{(-)} = \frac{I_n R_{ex} R_3 (R_1 + R_{ex})}{R_{ex}^2 (k+1) + k R_{ex} R_1 + k R_{ex} R_2 + R_{ex} R_1 + R_{ex} R_2 + 2 R_{ex} R_3 + R_1 R_2 + R_1 R_3 + R_2 R_3} \quad (13)$$

Подставляя (12), (13) в (7) и учитывая то, что $R_1 \ll R_{вх}$ и $R_2 \ll R_{вх}$, получим:

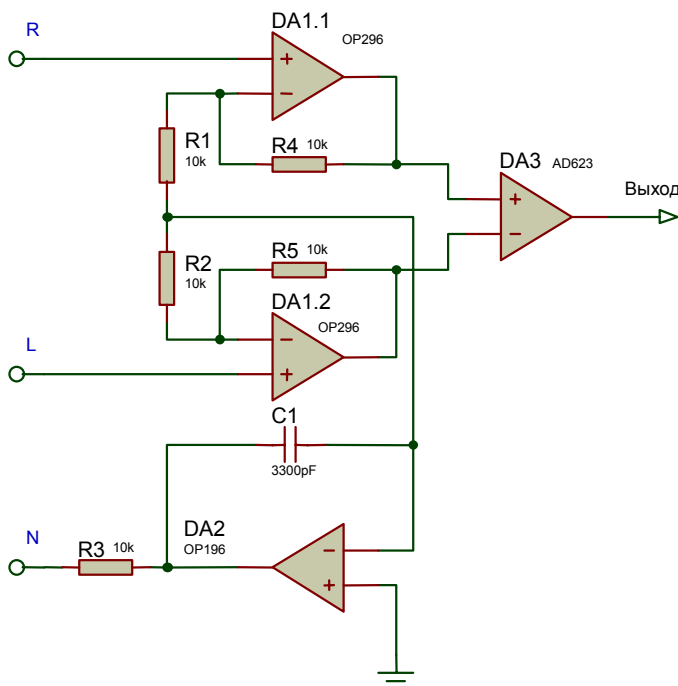
$$U_{out} \approx \frac{I_n R_3 \Delta R K}{R_{ex} (k+1)} \quad (14)$$

Отсюда, коэффициент подавления синфазной помехи в схеме с «активной землей» будет:

$$K_{ocф} = \frac{I_n R_3 K R_{ex} (k+1)}{I_n R_3 \Delta R K} = \frac{R_{ex} (k+1)}{\Delta R} \quad (15)$$

Результат, полученный в (15), показывает, что применение схемы «активной земли» позволяет повысить коэффициент подавления синфазной помехи в $k+1$ раз по сравнению со схемой, показанной на рисунке 1.

Пример практической схемы входных цепей электрокардиографа с использованием системы «активной земли» показан на рисунке 3.

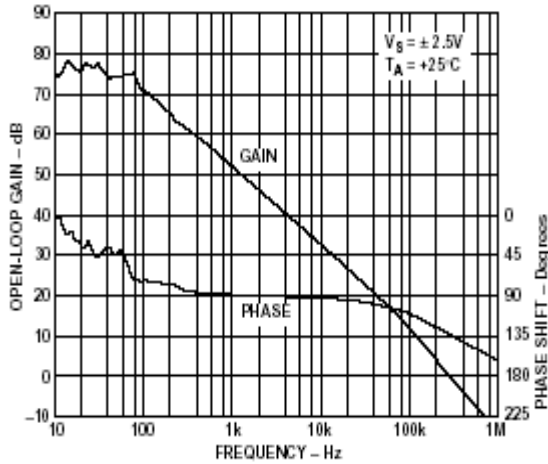


Сигнал с электродов R и L поступает на буферные усилители DA1.1 и DA1.2, выполненные на двойном операционном усилителе типа OP296. Схема обладает высоким входным сопротивлением для кардиосигнала.

Сумматор и усилитель построены на микросхеме DA2 типа OP196. Отрицательная обратная связь усилителя – емкостная, выполнена с помощью конденсатора C1. Таким образом, осуществляется коррекция

амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) операционного усилителя. Вследствие неидеальности фазовой характеристики усилителя (см. рисунок 4), сдвиг фазы на высоких частотах может привести к самовозбуждению схемы. Поэтому, для обеспечения устойчивости схемы необходимо уменьшить усиление в петле обратной связи для высоких частот.

Коэффициент передачи усилителя и соответственно коэффициент ООС в схеме на рисунке 3 определяется соотношением:



$$k = \frac{R_1 + R_2}{\pi \cdot f \cdot C_1 \cdot R_1 \cdot R_2}, \quad (16)$$

где f - частота сигнала помехи.

График зависимости коэффициента передачи усилителя от частоты показан на рисунке 5.

Подставив реальные значения, получим для частоты 50 Гц : $k = 193$, что даст нам дополнительное подавление синфазной помехи приблизительно на 46 дБ. Для частоты около 100 кГц, на которой суммарный поворот фазы в петле обратной связи будет равен 360° , $k = 0,1$, что и обеспечивает устойчивую работу схемы.

Рисунок 4

Такое решение позволяет избежать самовозбуждения входного каскада, но накладывает ограничения на подавление высокочастотных синфазных помех.

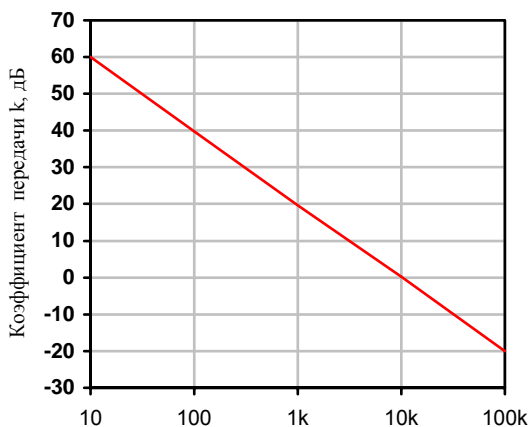


Рисунок 5

В документации на усилитель [4] указано максимальное значение емкости нагрузки $C = 170 \text{ pF}$, при котором гарантируется его стабильная работа. При этом емкость человеческого тела относительно земли может быть выше и составлять значение более 200 пФ. Для обеспечения устойчивости операционного усилителя, работающего на емкостную нагрузку, в схеме на рисунке 3, последовательно с выходом операционного усилителя включен резистор R_3 . Экспериментально полученное значение его сопротивления более 10 кОм, позволяет добиться стабильной работы усилителя.

Кроме того, этот резистор позволяет ограничить токи через тело человека в рамках допустимых значений [4].

Так как в приведенной на рисунке 3 схеме используется непосредственная связь электродов со входами усилителей, для обеспечения работоспособности схемы при появлении контактных (гальванических) помех необходимо правильно выбрать усиление каскада на DA3. Амплитуда контактной помехи может достигать $\pm 300 \text{ мВ}$, поэтому при напряжении однополярного питания +5В или двухполярного ($\pm 2,5\text{В}$) усиление не должно превышать 8. В общем случае можно записать:

$$A \leq \frac{V_{cc}}{U_{кп}}, \quad (17)$$

где V_{cc} – напряжение питания, $U_{кп}$ – напряжение контактной помехи.

При расчете схемы следует учитывать, что степень компенсации помехи ограничена максимальной выходной амплитудой усилителя «активной земли». Поэтому скомпенсировать помеху с размахом напряжения, превышающего диапазон выходных напряжений усилителя невозможно. Для усилителей с выходом «Rail to rail», диапазон выходного сигнала практически ограничен напряжением питания.

Основным недостатком схемы является необходимость использования третьего электрода для подачи напряжения обратной связи. Кроме того, хорошее подавление синфазной помехи обеспечивается только для низких частот. Поэтому, для ослабления высокочастотных помех необходимо применить дополнительную фильтрацию (например, в виде RC цепочек).

Экспериментальная проверка доказывает эффективность системы подавления помех. Входная цепь электрокардиографа, выполненная по классической схеме, по подавлению синфазной помехи значительно (на 40 – 50 дБ) проигрывает схеме с «активной землей».

Используя в качестве входного дифференциального усилителя широко распространенный, недорогой, прибор ф. «Analog Devices» AD623 [5] с $K_{оэф} = 80$ дБ, можно получить результирующее подавление помехи до 120 дБ. Следовательно, улучшение подавления синфазной помехи с помощью системы «активной земли» способствует значительному повышению качества регистрации биоэлектрических потенциалов.

Список литературы:

1. **Electrocardiogram Amplifier** //MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY //6.121J/HST575 Bioelectronics Project Laboratory// 6.11.2002
2. **Приборы для измерения биоэлектрических потенциалов сердца. Общие технические требования и методы испытаний** // ГОСТ 19687–94.– М.: Издательство стандартов, 1994. – 19с.
3. **Зайченко К.В. Съём и обработка биоэлектрических сигналов**// СПбГУАП//2001-140с.
4. **Гордейчук А.П. Миниатюрный анализатор ритма сердца**////Конференция «Биотехнические системы в XXI веке»//СПб,2004
5. **Фильтрация измерительных сигналов.**– Энергоатомиздат, Ленингр. отд-ние, 1990.–192с.
6. **Micropower, Rail-to-Rail Input and Output Operational Amplifiers OP196/OP296/OP496**//Analog Devices, с2051-7-5/96
7. **Single Supply, Rail-to-Rail, Low Cost Instrumentation Amplifier AD623**// Analog Devices, с3202с-0-9/99.

