

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ  
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
«САМАРСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
УНИВЕРСИТЕТ  
ИМЕНИ АКАДЕМИКА С.П. КОРОЛЕВА»  
(Самарский университет)

Институт информатики и кибернетики  
Кафедра лазерных и биотехнических систем

ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА  
к курсовому проекту по дисциплине  
«Узлы и элементы биотехнических систем» на тему:  
«Разработка усилителей биопотенциалов»

По направлению подготовки 12.03.04  
Биотехнические системы и технологии  
(уровень бакалавриата)

Выполнил студент группы 6364-120304D Д.В. Сокольский Сокольский Д.В.

Руководитель проекта \_\_\_\_\_ Конюхов В.Н.

Работа защищена с оценкой \_\_\_\_\_

Самара 2023

## ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ

Разработать усилитель ЭГС с гальванической развязкой. Элемент развязки - трансформатор. Вид модуляции АИМ. Предусмотреть защиту от помех электрохирургического инструмента.

Исходные данные:

- значение ёмкости между силовой линией и телом пациента:  $C=25$  пФ;
- значение ёмкости между телом пациента и землёй:  $C_1=200$  пФ;
- диапазон изменения сопротивлений электродов:  $\Delta Z=10 - 300$  кОм;
- погрешность измерения во входной цепи:  $\beta=1\%$ ;
- разность электродных потенциалов:  $\Delta U=300$  мВ;
- диапазон входных напряжений:  $U_{вх}=0,05-1$  мВ;
- полоса пропускания усилителя:  $\Delta F=0,05-5$  Гц;
- неравномерность амплитудно-частотной характеристики в полосе пропускания  $\delta=\pm 10\%$
- диапазон выходных напряжений:  $U_{вых}=\pm 10$  В;
- амплитуда помехи от силовой сети на выходе:  $U_{п}=200$  мВ;
- напряжение внутренних шумов, приведенных ко входу:  $U_{ш}=25$  мкВ;
- длина кабеля отведений:  $L=2,5$  м;
- ёмкость кабеля на единицу длины:  $C_k=22$  пФ/м;
- ёмкость изоляции:  $C_{из}=30$  пФ;
- сопротивление изоляции:  $R_{из}=10^{12}$  ом.

## РЕФЕРАТ

Курсовой проект.

Пояснительная записка: 30 с., 12 рисунков, 3 приложения, 9 источников.

БИОПОТЕНЦИАЛ, ПРЕДВАРИТЕЛЬНЫЙ УСИЛИТЕЛЬ, ЭЛЕКТРОГАСТРОГРАФИЧЕСКИЙ СИГНАЛ, ВХОДНЫЕ ЦЕПИ, КАСКАД УСИЛЕНИЯ, КОЭФФИЦИЕНТ ОСЛАБЛЕНИЯ СИНФАЗНОГО СИГНАЛА, ВХОДНОЕ СОПРОТИВЛЕНИЕ, КОЭФФИЦИЕНТ УСИЛЕНИЯ, ПРИНЦИПИАЛЬНАЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ СХЕМА, МОДУЛЯТОР, ДЕМОДУЛЯТОР, ТРАНСФОРМАТОР, ЭЛЕМЕНТНАЯ БАЗА

Проведено проектирование усилителя электрогастрографических сигналов с гальванической развязкой, элементом которой является трансформатор. Предусмотрена защита от помех электрохирургического инструмента. Произведены: расчёт входных цепей усилителя; выбор схемы предварительного усилителя и достигаемого им коэффициента ослабления синфазного сигнала; выбор числа каскадов усиления переменного напряжения; выбор схемы развязывающего усилителя; выбор элементной базы; составление принципиальной схемы усилителя.

Выполнены расчёты некоторых параметров предварительного усилителя, различных видов помех, значений элементов принципиальной схемы. Приведены расчётные формулы, принципиальная электрическая схема с перечнем элементов, спецификация.

## СОДЕРЖАНИЕ

ОСНОВНЫЕ СОКРАЩЕНИЯ .....	5
1. ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОГАСТРОСИГНАЛА	6
1.1. Природа возникновения биопотенциалов .....	6
1.2 Метод регистрации .....	8
1.3 Диагностическая ценность .....	9
2 РАСЧЕТ УСИЛИТЕЛЯ ЭГС .....	10
2.1 Расчет входных цепей усилителя .....	10
2.2 Выбор схемы предварительного усилителя .....	15
2.4 Выбор числа каскадов усиления переменного напряжения .....	19
2.5 Реализация гальванической развязки .....	21
3 ВЫБОР ЭЛЕМЕНТНОЙ БАЗЫ .....	23
3.1 Выбор элементной базы предварительного усилителя .....	23
3.2 Выбор элементной базы драйвера нейтрального электрода .....	24
3.3 Выбор элементной базы каскада усиления переменного напряжения .....	24
3.4 Выбор элементной базы развязывающего усилителя .....	25
ЗАКЛЮЧЕНИЕ .....	26
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ .....	27

## ОСНОВНЫЕ СОКРАЩЕНИЯ

ЭГС - электрогастрографический сигнал;

$K_{\text{ОСС}}$  - коэффициент ослабления синфазного сигнала;

АИМ - амплитудно-импульсная модуляция.

ФНЧ - фильтр нижних частот;

ФВЧ – фильтр верхних частот;

ОУ - операционный усилитель;

УПН - усилитель переменного напряжения.

# 1. ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОГАСТРОСИГНАЛА

## 1.1. Природа возникновения биопотенциалов

Электрогастрография — это метод регистрации биопотенциалов желудка, отражающих его двигательную функцию. В основе метода лежит исследование сигнала с поверхности передней брюшной стенки и выявление доминирующей частоты электрической активности желудка. [1]

Электрическая активность желудка состоит из ритмических волн деполяризации и реполяризации гладких мышечных клеток, составляющих желудок. У человека активность возникает в средней части желудка с интервалом примерно 20 секунд. Волны этой активности всегда присутствуют и не связаны с непосредственными сокращениями; они связаны с пространственной и временной организацией сокращений. [2]

В 1956 г. М.А. Собакиным был сконструирован и внедрен в клиническую практику прибор, позволяющий отводить биотоки желудка с передней брюшной стенки без зондирования. В состоянии покоя гладкомышечные клетки, как и клетки сердечной мышцы или скелетных мышц, имеют мембранный потенциал покоя, благодаря градиенту концентрации ионов по обе стороны клеточной мембраны. Периодические изменения мембранного потенциала получили название медленных волн (МВ) или трансмембранного потенциала покоя. Под трансмембранным потенциалом покоя понимают разность потенциалов, существующую между внутри- и внеклеточной средой при отсутствии изменений электрической активности. Величина трансмембранного потенциала колеблется в пределах от 20 до 90 мВ. Медленные электрические волны представляют собой периодические фазы деполяризации и реполяризации мембран гладкомышечных клеток. Медленные волны возникают с достаточно постоянной для каждого отдела ЖКТ частотой. Частота медленных волн в желудке равна – 0,031-0,070 Гц (или 2-4 цикла в минуту), в двенадцатиперстной кишке 0,181-0,250 Гц (10-12 циклов в минуту), в тощей

кишке 0,131-0,10 Гц (9-12 циклов в минуту), в подвздошной кишке 0,071-0,130 Гц (6-8 циклов в минуту) и в толстой кишке 0,011 Гц (0,6 циклов в минуту). Важно отметить, что частота медленных электрических волн определяет максимально возможную частоту сокращений гладких мышц желудочно-кишечного тракта. В эксперименте было выявлено, что вне пищеварения биоэлектрическая активность желудочно-кишечного тракта характеризуется наличием фаз относительного покоя и фаз усиленной активности (голодная перистальтическая активность). Медленные волны сами по себе не вызывают мышечного сокращения. Сокращение гладкомышечной ткани возникает при появлении на фоне медленных волн быстрых электрических осцилляций, потенциалов действия (ПД).

Потенциалы действия представляют собой относительно быстрое изменение мембранного потенциала, которое тесно связано с уровнем потенциала покоя и амплитудой медленной электрической волны, и отражают локальное сокращение мышечного волокна. Единичные ПД обуславливают тоническое сокращение, группы ПД вызывают ритмические сокращения. Сила сокращения мышечного волокна пропорциональна числу ПД в группе. Медленные волны создают в мышцах потенциал, близкий к порогу активации, что дает возможность возникновению ПД с последующим сокращением мышечного волокна. При недостаточной деполяризации клеточной мембраны ПД затухают, при высокой деполяризации могут инициироваться распространяющейся медленной волной. Однако некоторые авторы, считают, что сокращение мышечного волокна возможно и при отсутствии пиковых потенциалов. При этом регистрируются минимальные по амплитуде сокращения участков кишки, соответствующие основному электрическому ритму.

Еще в начале 20-го века исследователи измеряли электрическую активность гладкомышечной клетки. Для этого использовали как внутриклеточные, так и внеклеточные способы отведения сигнала. В настоящее время для определения биоэлектрической активности желудочно-

кишечного тракта используются прямые методы с вживленными электродами и непрямые методы, основанные на регистрации изменений электрического потенциала желудочно-кишечного тракта с поверхности тела. Инвазивность прямого метода накладывает ряд ограничений в его использовании. Непрямой метод регистрации биопотенциалов имеет ряд преимуществ перед прямым. Он неинвазивен, не имеет противопоказаний, позволяет оценить биоэлектрическую активность всех отделов ЖКТ. Метод непрямой электрогастроэнтерографии позволяет регистрировать лишь изменения медленных волн. [3]

## 1.2 Метод регистрации

Методика электрогастрографии весьма проста. На область проекции передней стенки желудка в эпигастральной области или на предплечье накладывается активный электрод. Неактивный электрод обычно фиксируется на голени. Запись электрогастрораммы проводится чаще после пробного завтрака, состоящего из 150 г белого хлеба и стакана сладкого чая. Современные электрогастрографы регистрируют избирательно биопотенциалы желудка, поэтому кишечная перистальтика не оказывает существенного влияния на качество записи.

Процедура записи электрогастрограммы может проводиться в течение достаточно долгого времени, например натощак, затем после приема пищи, после приема больным лекарственного препарата, проведения физиотерапевтической манипуляции. Запись проводят в течение 15-30 минут. Определяют частоту (F) и амплитуду волн (A), двигательную активность желудка - по величине энергетического коэффициента (K):  $K=F \cdot A$ .

Противопоказаний для исследования не описано. Сложности можно встретить, когда пациент не может длительно находиться в спокойном горизонтальном положении, поскольку движения обследуемого, напряжение брюшного пресса, разговор, кашель отражаются на ЭГГ-кривой, создают дополнительные волны. [3]



### 1.3 Диагностическая ценность

Электрогастрография мало что дает для диагностики заболеваний желудка, т.к. она отражает больше функциональные изменения, которые не всегда совпадают с основным патологическим процессом. Однако электрогастрография открывает широкие перспективы для изучения влияния различных терапевтических факторов на моторную функцию желудка. Данные электрогастрографии используют при изучении реакций желудка на патологические процессы в других органах пищеварительного тракта.

Использование метода периферической электрогастрографии можно рекомендовать в повседневной клинической практике для диагностики, дифференциальной диагностики. Неинвазивность, простота применения данного метода позволяет использовать его в детской практике. [4]

## 2 РАСЧЕТ УСИЛИТЕЛЯ ЭГС

### 2.1 Расчет входных цепей усилителя

Для расчета входных цепей усилителя рассмотрим соединение усилителя ЭГС с объектом (пациентом). При этом произведем расчет схемы, приведённой на рисунке 1.

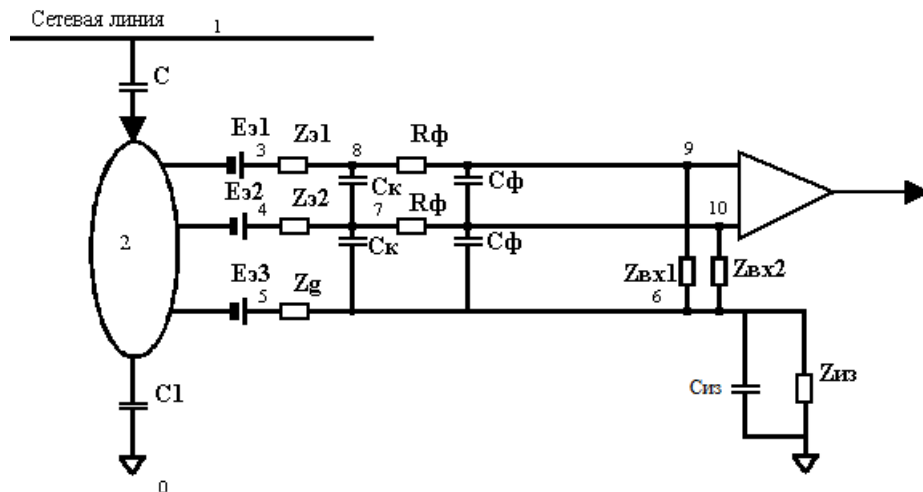


Рисунок 1 - Эквивалентная схема входных цепей УБП.

В данной схеме:

$C$  - ёмкость между силовой линией и телом пациента;

$C_1$  - ёмкость между телом пациента и землей;

$C_k$  - ёмкость кабеля;

$C_\phi$  - ёмкость фильтра нижних частот;

$Z_{э1}, Z_{э2}, Z_g$  - переходные сопротивления электрод-кожа;

$Z_{вх1}, Z_{вх2}$  - входные сопротивления усилителя;

$Z_{из}$  - сопротивление изоляции, представленное ёмкостью  $C_{из}$  и активным сопротивлением  $R_{из}$ , которые включены параллельно (сопротивление между общей точкой усилителя и землей);

$R_\phi$  - сопротивление фильтра нижних частот;

$E_{э1}, E_{э2}, E_{э3}$  - поляризационные э.д.с. электродов;

Заданы следующие параметры:

$$\begin{aligned}
C &= 25 \text{ пФ}; & E_{\text{э}1} &= 300 \text{ мВ}; \\
C_1 &= 200 \text{ пФ}; & E_{\text{э}2} &= E_{\text{э}3} = 0 \text{ В}; \\
C_{\text{из}} &= 30 \text{ пФ}, & R_{\text{из}} &= 100 \text{ ГОм}; \\
Z_{\text{э}1} &= 300 \text{ кОм}; & Z_{\text{э}2} &= 10 \text{ кОм}; & Z_g &= 300 \text{ кОм}.
\end{aligned}$$

Для расчета максимально возможной помехи рассмотрим наихудший случай, для этого выберем максимальный разбаланс сопротивлений электродов и максимальную разность электродных потенциалов, представленных э.д.с.  $E_{\text{э}1}$  и  $E_{\text{э}2}$  ( $E_{\text{э}1} = \Delta U = 300 \text{ мВ}$ ,  $E_{\text{э}2} = 0$ ).

Рассчитаем остальные параметры схемы, приведённой на рис. 1, это:  $Z_{\text{вх}1}$ ,  $Z_{\text{вх}2}$ ,  $C_k$ ,  $R_\phi$ ,  $C_\phi$ .

В схеме предусмотрена защита входов усилителя от импульсов высокочастотных помех электрохирургического инструмента. Она реализуется в виде фильтров нижних частот (элементы  $R_\phi$ ,  $C_\phi$ ). Значения  $R_\phi$  и  $C_\phi$  определяются по частоте среза фильтра. Она выбирается на основе оценки частоты помехи от электрохирургических инструментов. От них может наводиться два вида помех:

- 1) помехи в режиме коагуляции, представляющие собой затухающие колебания с частотой 1 МГц;
- 2) помехи в режиме разрезания, представляющие собой колебания с частотой 300 кГц.

Для обеспечения надежного подавления помехи на основной частоте и на частотах ее высших гармоник, частота среза фильтра должна быть меньше минимум на порядок отфильтровываемых частот. Поэтому выберем значение частоты среза ФНЧ  $f_{\text{ср}} = 30 \text{ кГц}$ . Тогда получим:

$$\tau_\phi = C_\phi R_\phi = \frac{1}{2\pi f_{\text{ср}}} = 5,31 \cdot 10^{-6}$$

Учитывая, что предпочтительное значение  $C_\phi = \frac{10}{f_{cp}}$  мкФ, то выбирая ближайшее значение из ряда E24, получим  $C_\phi = 330$  пФ, тогда  $R_\phi = 16$  кОм. Таким номиналам элементов ФНЧ соответствует частота среза  $f_c = 30,087$  кГц (рис.2).

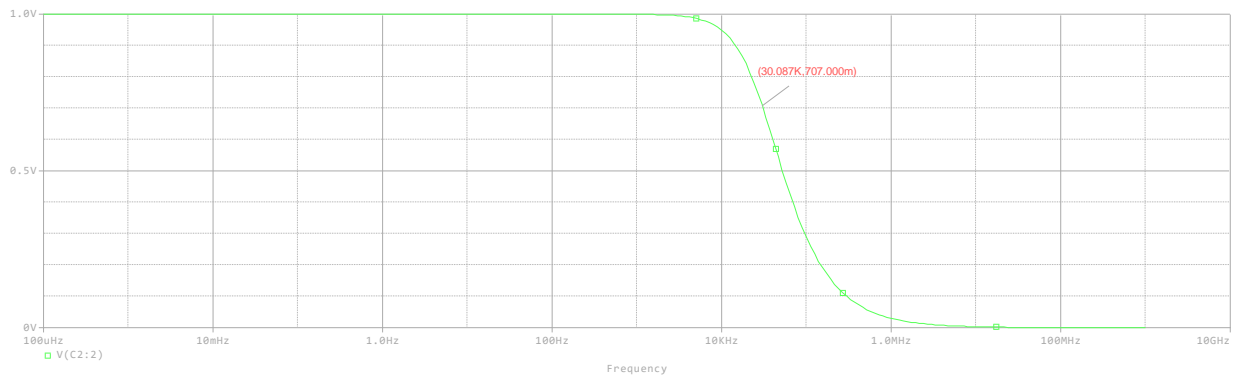


Рисунок 2 – Частота среза ФНЧ первого порядка

Эквивалентные ёмкости кабелей рассчитываются по формуле:

$$C_{k1} = C_{k2} = C_k \cdot L = \frac{22 \text{ пФ}}{\text{м}} \cdot 2,5 \text{ м} = 55 \text{ пФ}.$$

Минимальное значение входных сопротивлений определяется исходя из заданной погрешности измерения во входной цепи:

$$\beta \approx (Z_{\varepsilon 1} + Z_{\varepsilon 2} + 2Z_\phi) / Z_{\text{вх}},$$

где  $Z_{\varepsilon 1}$  и  $Z_{\varepsilon 2}$  -сопротивления электродов,  $Z_\phi$  – сопротивление фильтра,  $Z_{\text{вх}} = Z_{\text{вх1}} = Z_{\text{вх2}}$ . Учитывая, что большая часть энергии биопотенциалов сосредоточена в низкочастотной области спектра, поэтому при расчете требуемых входных сопротивлений ограничимся определением только активной составляющей ( $Z_{\text{вх}} = R_{\text{вх}}$ ). Получаем:

$$R_{\text{вх}} = \frac{Z_{\varepsilon 1} + Z_{\varepsilon 2} + 2Z_\phi}{\beta} = \frac{(300 + 300 + 2 \cdot 16) 10^3}{0,01} = 63,2 \text{ Мом},$$

где  $Z_{\varepsilon 1}=Z_{\varepsilon 2}=300 \text{ кОм}$  (сопротивления электродов дают минимальное значение  $R_{\text{вх}}$ ),  $Z_{\phi}=R_{\phi}=16 \text{ кОм}$ .

Рассчитаем помеху, создаваемую силовой сетью на теле пациента. Для этого заменим предыдущую схему эквивалентной схемой, которая показана на рисунке 3.

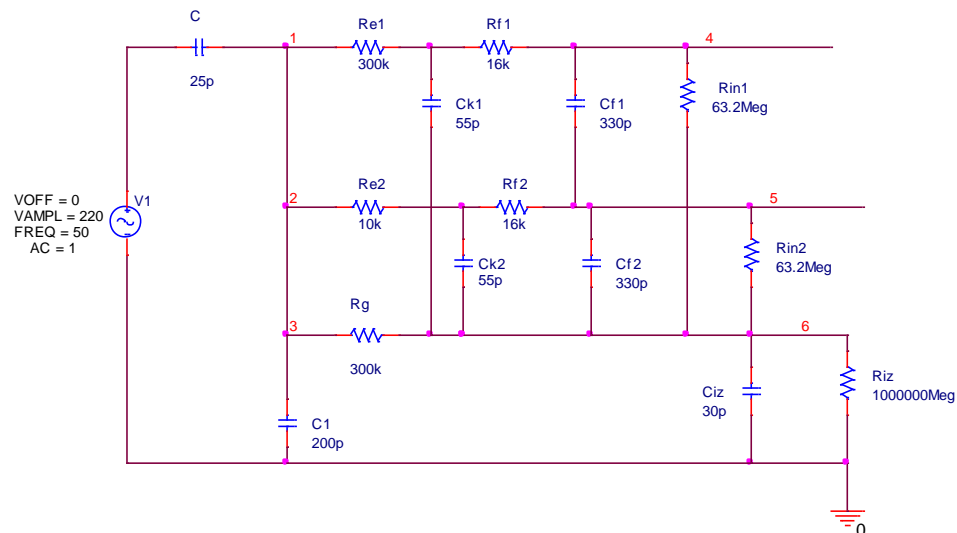


Рисунок 3 - Эквивалентная схема УБП для расчёта потенциалов

Потенциалы, создаваемые на теле помехой от силовой сети, определяются исходя из предположений, что:

- усилитель идеальный;
- потенциал в точках 1,2,3 одинаков вследствие относительно высокой проводимости тканей тела.

Для получения значений сетевой помехи, синфазной и противофазной составляющих помех воспользуемся пакетом программ OrCAD 16.5 (Capture и Pspice).

Противофазная составляющая представляет собой разность потенциалов между точками 4 и 5. Разность между наибольшим значением потенциала в точках 4 и 5 и противофазной составляющей будет равна синфазной составляющей.

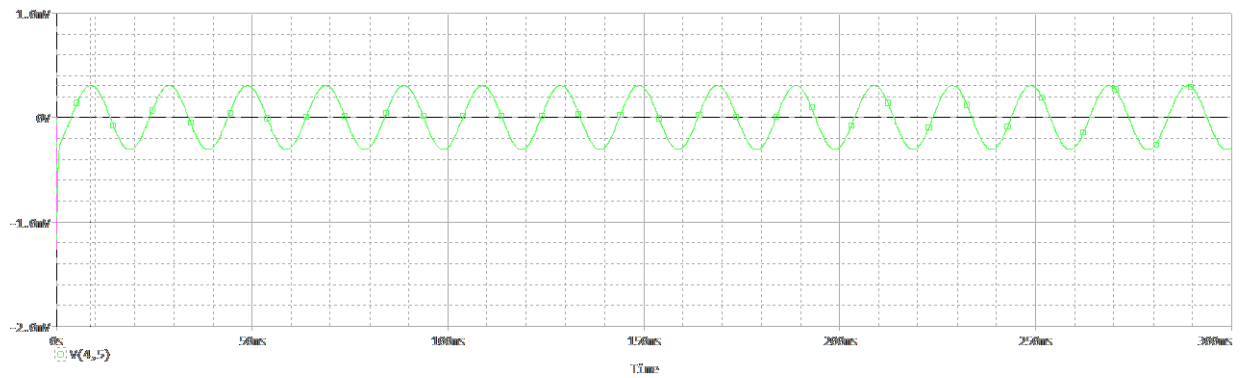


Рисунок 4 –Противофазная помеха

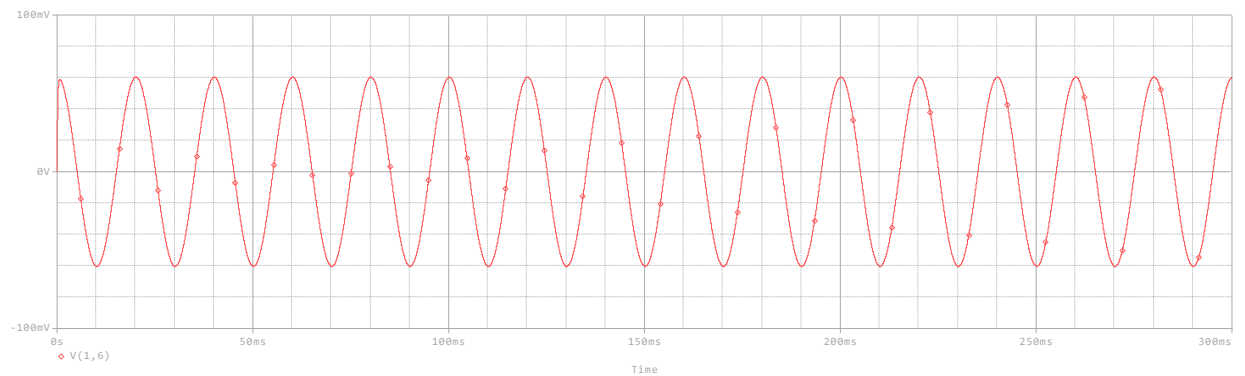


Рисунок 5 – Синфазная помеха

- синфазная составляющая помехи:  $U_{\text{пс}}=60,347 \text{ мВ}$ ;
- противофазная составляющая помехи:  $U_{\text{пп}}=308,037 \text{ мкВ}$ .

Определим значение общего коэффициента усиления  $K$ .

$$K = \frac{U_{\text{ВЫХ}}}{U_{\text{ВХ}}}$$

По заданию известно:

$$U_{\text{ВХ}}=0,05\text{-}1\text{мВ};$$

$$U_{\text{ВЫХ}}=\pm 10 \text{ В}.$$

При расчёте коэффициента усиления возьмем максимальные значения входного (1мВ) и выходного (10В) напряжений.

Общий коэффициент усиления:

$$K=U_{\text{вых}}/U_{\text{вх}}=10\text{В}/1\text{мВ}=10000.$$

Общая амплитуда помехи на выходе будет определяться выражением:

$$U_{\text{п}}=K_{\text{пс}}\cdot U_{\text{пс}}+K\cdot U_{\text{пп}},$$

где  $K_{\text{пс}}$  - коэффициент передачи синфазной составляющей всего усилителя,  $K$  - общий коэффициент усиления,  $U_{\text{пс}}$  и  $U_{\text{пп}}$  – синфазная и противофазная составляющая помехи. Коэффициент передачи синфазной составляющей выбирается исходя из коэффициента ослабления синфазного сигнала, достигаемого в предварительном усилителе.

## 2.2 Выбор схемы предварительного усилителя

Так как амплитуда помехи на выходе получается очень большая (во много раз превышает заданную величину = 200мВ), то необходимо использовать активный подавитель сигнала помехи, представляющий собой инвертирующий усилитель, с выхода которого помеха в противофазе подается на тело через нейтральный электрод.

## 2.3 Определение коэффициента усиления предварительного усилителя

Структурная схема усилителя представлена на рисунке 6.

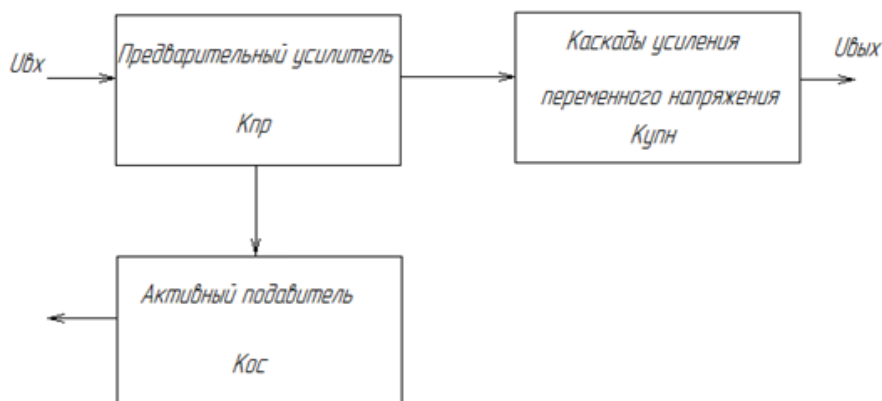


Рисунок 6 – Структурная схема усилителя

Определим следующие параметры усилителя:

- коэффициент усиления предварительного усилителя  $K_{пр}$ ;
- коэффициент усиления синфазной составляющей предварительного усилителя  $K_c = K_{сп}$ ;
- коэффициент усиления переменного напряжения  $K_{упн}$ ;
- коэффициент передачи активного подавителя (коэффициент обратной связи)  $K_{ос}$ ;
- коэффициент ослабления синфазной составляющей  $K_{осс}$ .

Исходя из вышеприведённой структурной схемы, заметим, что:

$$K = \frac{U_{вых}}{U_{вх}} = K_{пр} \cdot K_{упн}$$

В последнем выражении имеются две неизвестных величины  $K_{пр}$  и  $K_{упн}$  (коэффициенты усиления предварительного усилителя и последующих усилителей переменного напряжения).

Коэффициент усиления предварительного усилителя  $K_{пр}$  можно определить исходя из следующих соображений. На входе предварительного усилителя помимо основного входного сигнала действует помеха, представленная разностью электродных потенциалов  $\Delta U = 300$  мВ и синфазная помеха  $U_c$ , которая найдена выше. Поэтому будет справедливо следующее выражение.

$$U_{выхм} = K_c \cdot U_{нс} + K_{пр} \cdot (U_{вх} + \Delta U)$$

где  $U_{выхм}$  – максимальное напряжение на выходе предварительного усилителя;

$U_{вх}$  – напряжение полезного входного сигнала

Естественно, что  $\Delta U$  будет ограничивать динамический диапазон предварительного усилителя, т.е. максимальное напряжение на выходе предварительного усилителя не может превысить напряжение питания ОУ.



Выберем интегральный инструментальный усилитель AMP02, внутренняя структура которого представлена на рисунке 7. [8]

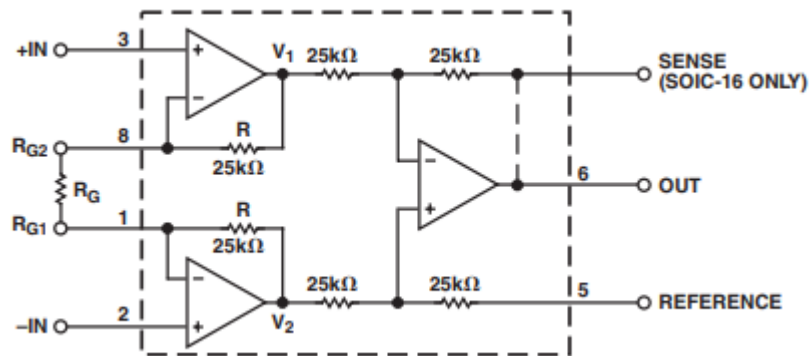


Рисунок 7 – Внутренняя структура усилителя AMP02

Питание схемы  $\pm 15$  В. Если поляризационная разность потенциалов на входе составит 300 мВ, то исходя из того, что после предварительного усилителя не должно быть насыщения, то коэффициент предварительного усиления не может быть больше 50 ( $0,3 \cdot 50 = 15$  В). Выбираем коэффициент предусиления равный 10. Коэффициент ослабления синфазной помехи – 95 дБ (типовое значение КОСС при  $K_{пр}=10$ ).

Блоки «Over-Voltage Protection» - схемы защиты входов микросхемы от перенапряжений до 40 В. Коэффициент усиления:

$$K_{ус} = 1 + \frac{50\text{кОм}}{R_G}$$

Заданное значение  $K_{ус}=K_{пр}=10$  легко можно обеспечить подбором номинала резистора  $R_G$ . В нашем случае  $R_G = 5555$  Ом т.к. у нас  $R_G$  – это эквивалентное сопротивление суммы сопротивлений, то выберем их равными  $R_3 = R_5 = 2700$  Ом.

$K_{ос}$  можно определить исходя из следующих соображений. На выходе помеха не должна превышать 200 мВ. Она будет иметь противофазный характер, так как КОСС составляет как минимум 95 дБ. Следовательно, эта помеха усиливается с  $K=10000$ , значит на входе противофазная помеха должна быть не более  $200\text{мВ}/10000=20$  мкВ. Без ОС  $U_{сн}=60,347$  мВ,

$U_{\text{шп}}=308,037 \text{ мкВ}$ , значит при нужном нам значении противофазной помехи  $20 \text{ мкВ}$  синфазная помеха должна составлять  $60 \text{ мкВ}$ . Коэффициент усиления синфазной помехи должен быть  $60 \text{ мкВ}/60,347 \text{ мВ} = 1/1000$ . Используя формулу:

$$K_{\text{сф}} = \frac{K_{\text{пр}}}{1 + K_{\text{пр}} \cdot K_{\text{ос}}},$$

получим  $K_{\text{ос}} = 1000$ .

Коэффициент усиления переменного напряжения будет равен:

$$K_{\text{упн}} = \frac{K}{K_{\text{пр}}} = 1000.$$

Схема включения драйвера нейтрального электрода представлена на рисунке 8.

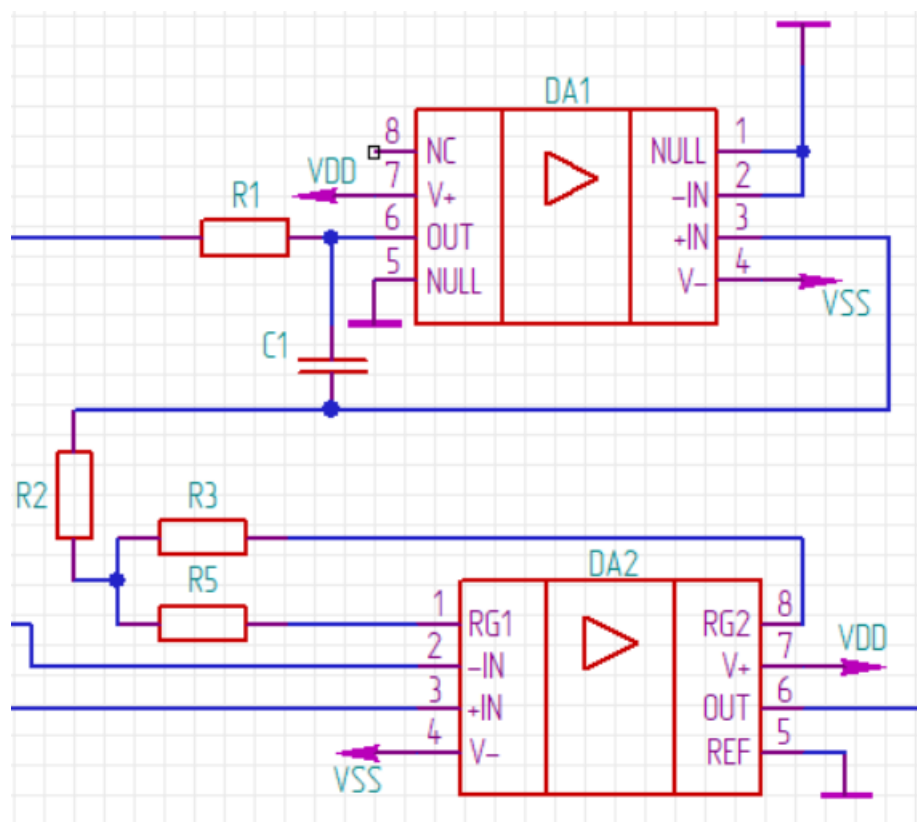


Рисунок 8 – Включение драйвера нейтрального электрода

Коэффициент инструментального усилителя задается резисторами  $R3$  и  $R5$ . Через них синфазный сигнал подается на драйвер нейтрального

электрода и далее в противофазе на нейтральный электрод, что позволяет существенно снизить помеху от сети переменного напряжения.

R1 – должен защищать выходной каскад ОУ, ограничивая его выходной ток. Так как, максимальное выходное напряжение ОУ при питании  $\pm 15\text{В}$  не превышает 15В, а максимальный ток – 45 мА, сопротивление R1 выбирается с запасом и составляет 360 Ом. Номиналы C1 и R2 определяются из условия:

$$K_{ос} = \frac{1}{2\pi f \cdot R2 \cdot C1} ,$$

где  $f=50\text{Гц}$ .

Следовательно,  $R2= 20 \text{ кОм}$ ,  $C1 = 160 \text{ пФ}$ .

#### 2.4 Выбор числа каскадов усиления переменного напряжения

Входной сигнал нужно усилить в  $K_{упн} = 1000$  раз. Реализуем данный коэффициент усиления на двух каскадах. Первый построен на ОУ с малыми входными токами и напряжением смещения. Второй каскад – на основе развязывающего усилителя. Выберем коэффициенты усиления каждого каскада ( $K_1$  и  $K_2$ ):

$$K_{упн} = K_1 \cdot K_2$$

Пусть  $K_1=20$ , тогда  $K_2=50$ .

Принципиальная схема каскада усиления переменного напряжения представлена на рисунке 9. Здесь C4, R7 это ФВЧ, задающий нижний порог частотной характеристики, а элементы R9, C5 представляют собой ФНЧ, который задаёт верхний порог частотной характеристики УПН.

Параметры фильтров выбираются исходя из ширины заданной полосы пропускания, поэтому должно выполняться условие:  $f_{мин}=0,05 \text{ Гц}$  и  $f_{мах}=5\text{Гц}$ .

Диодные ограничители VD1, VD2 необходимы для того, чтобы не допустить режим насыщения усилителя. Резисторы R8, R9 - задают коэффициент усиления  $K_{упн} = 20$ .

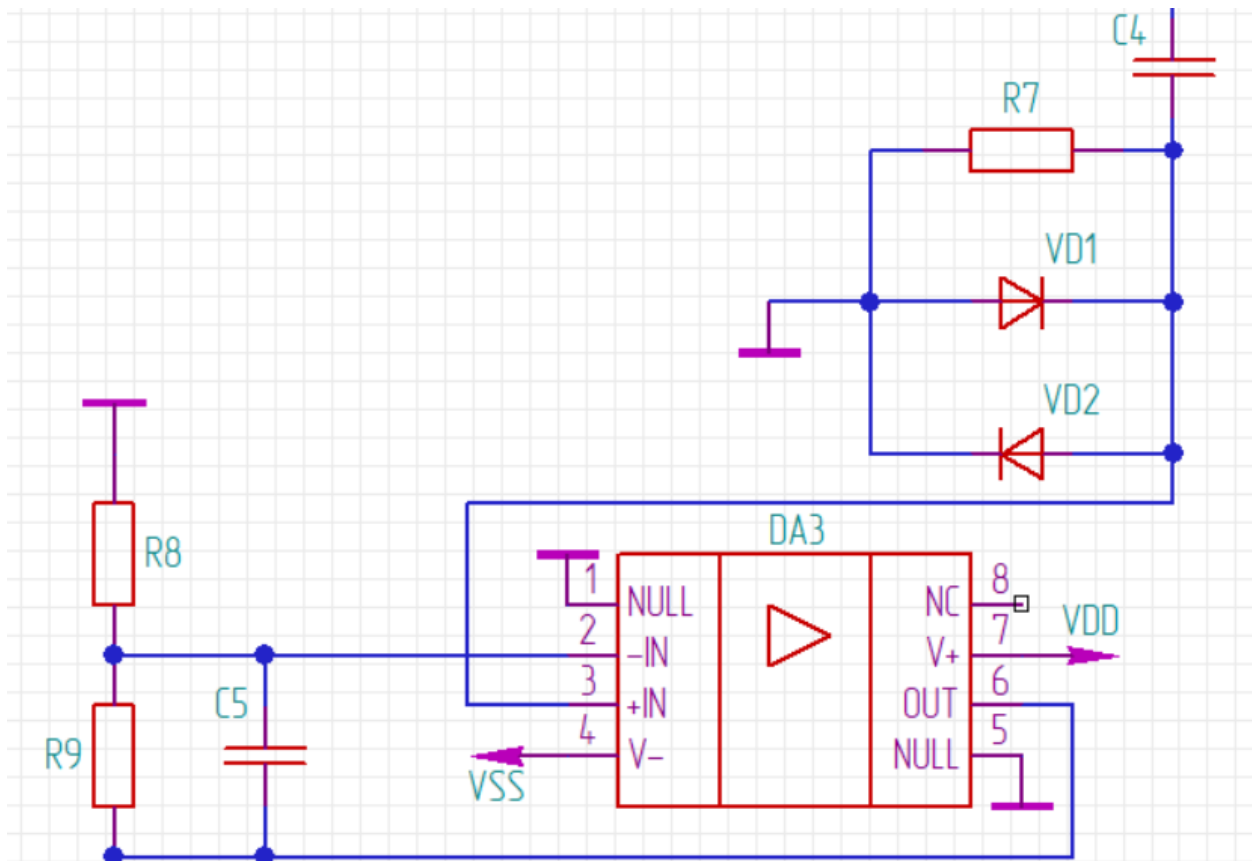


Рисунок 9 – Схема усилителя переменного напряжения

Рассчитаем значение элементов:

$$f_{cp1} = \frac{1}{2\pi R7 C4}$$

Выберем  $C4 = 22 \text{ мкФ}$ ,  $R7 = 150 \text{ кОм}$ .

$$f_{cp2} = \frac{1}{2\pi R9 C5}$$

Выберем  $C5 = 2,2 \text{ мкФ}$ ,  $R9 = 15 \text{ кОм}$

Коэффициент усиления:

$$K = \frac{R9}{R8} + 1 = 20$$

Следовательно,  $R8 = 820 \text{ Ом}$ .

## 2.5 Реализация гальванической развязки

Для реализации гальванической развязки выберем микросхему AD203SN фирмы ANALOG DEVICES [7], которая представляет собой линейный изолирующий развязывающий усилитель на трансформаторе и обладает высокой точностью передачи, линейностью, температурной стабильностью и широкой полосой пропускания. Внутренняя структура AD203SN представлена на рисунке 10.

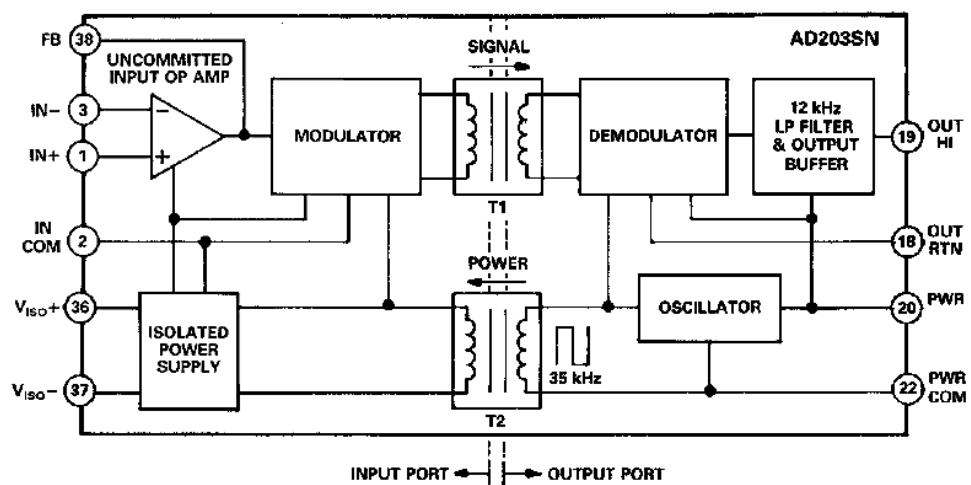


Рисунок 10 – Внутренняя структура AD203SN

В AD203SN используется амплитудная модуляция, что обеспечивает развязку даже для медленных сигналов и питающих напряжений. Для модулятора внутренний генератор формирует несущий сигнал в прямоугольные импульсы частотой 35 кГц, амплитудой 30В и скважностью 2. Генератор питается от +15 В.

Модулятор накладывает входной сигнал на несущую частоту и потом передает на трансформатор T1. Синхронный детектор в выходной части (OUTPUT PORT) отделяет входной сигнал от несущей частоты. Для уменьшения шумов и помех в микросхеме используется фильтр второго порядка на 12 кГц. К тому же фильтр служит буферным каскадом с малым импедансом.

Входная часть AD203SN содержит входной усилитель, модулятор и трансформатор для напряжения питания. Трансформатор совместно со

схемой стабилизации обеспечивает изолированным питанием модулятор, входной операционный усилитель и любую внешнюю нагрузку. Входной усилитель используется для усиления или буферизации входного сигнала.

Коэффициент усиления данного усилителя равен 50. Схема включения представлена на рисунке 11.

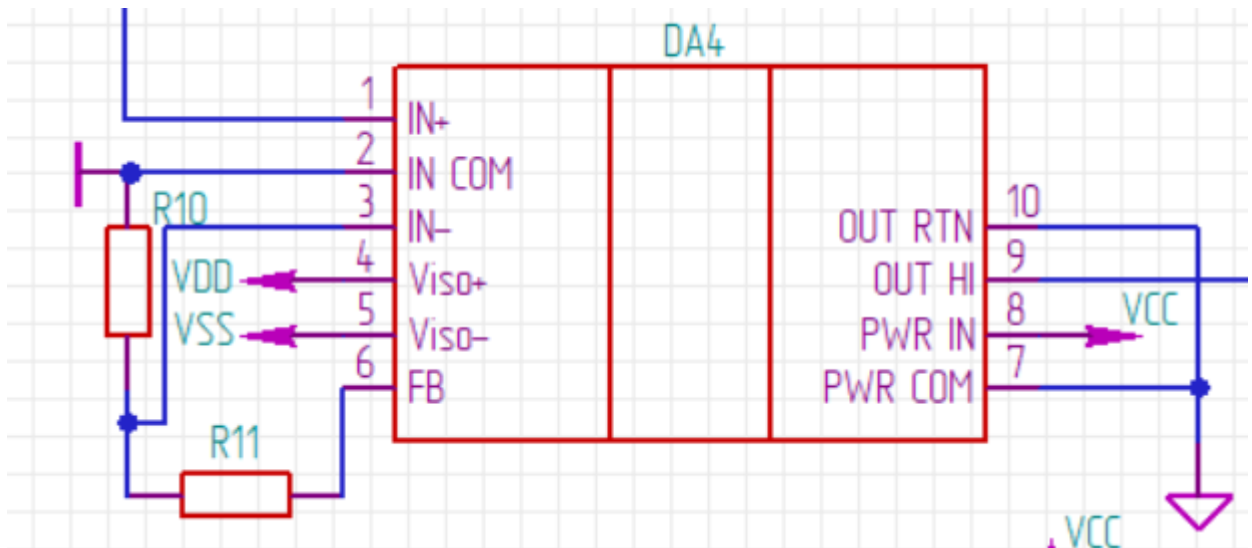


Рисунок 11 – Схема включения AD203SN

Коэффициент усиления задается резисторами  $R10$  и  $R11$ :

$$K = \frac{R11}{R10} + 1 = 50$$

Следовательно,  $R11 = 100 \text{ кОм}$ ,  $R10 = 2 \text{ кОм}$ .

Рассчитаем среднюю амплитуду шумов на выходе микросхемы.

На рисунке 12 изображен график функции спектральной плотности шумов в зависимости от частоты входного сигнала.

Ссылаясь на основы спектрального анализа, мы можем записать следующую формулу:

$$\text{СКОш} = \sqrt{\int_{f_1}^{f_2} (S(f) * K)^2 df},$$

где  $U_{\text{ш}}$  – амплитуда шума,  $S(f)$  – спектральная плотность шума,  $K$  – коэффициент усиления,  $f_1$  и  $f_2$  – границы требуемого диапазона частот.

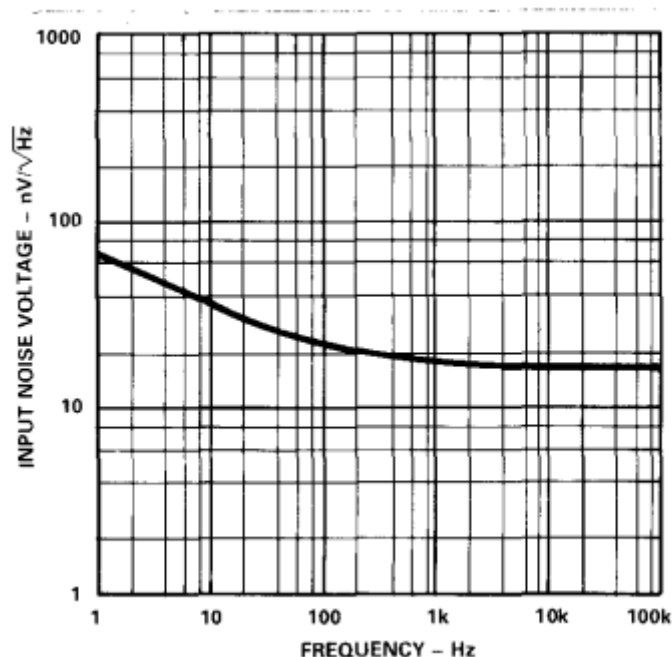


Рисунок 12 – Спектральная плотность шумов микросхемы AD203SN

Проанализировав график, выберем нужный нам диапазон частот и линейно аппроксимируем функцию. Подставляя всё в формулу получим:

$$СКОш = \sqrt{\int_{0.05}^5 ((76.25 - 6.25f) * 50)^2 df} = 175,7 \text{ нВ или } 0,176 \text{ мкВ}$$

### 3 ВЫБОР ЭЛЕМЕНТНОЙ БАЗЫ

#### 3.1 Выбор элементной базы предварительного усилителя

Элементы ФНЧ во входных цепях ПУ:  $R4$ ,  $R6$ ,  $C2$ ,  $C3$  были рассчитаны в пункте 2.1 и составляют  $R4 = R6 = 16 \text{ кОм}$ ,  $C2 = C3 = 330 \text{ пФ}$ . К этим резисторам не предъявляются высоких требований по точности, так как небольшая девиация частоты среза ФНЧ не оказывает влияния на работу схемы. Мощность резисторов во всей схеме усилителя не превышает  $0,125 \text{ Вт}$ .

$R4$ ,  $R6$ : RC0805JR-0716KL

$C2$ ,  $C3$ : GRM188R71H331KA01D

В качестве предварительного усилителя выберем инструментальный усилитель AMP02EPZ, который имеет высокий  $K_{OCC}$  и позволяет уменьшить габариты предварительного усилителя. Для обеспечения требуемого

коэффициента усиления между выводами 1 и 8 включаем два последовательно включенных сопротивления по 2,7 кОм. Получим:

*R3, R5: RC0805FR-072K7L*

### 3.2 Выбор элементной базы драйвера нейтрального электрода

Для реализации драйвера нейтрального электрода используем прецизионный ОУ ADA4627-1BRZ-RL фирмы ANALOG DEVICES в корпусе SOIC-8 [9]. Номиналы *R2* и *C1* выбираем таким образом, чтобы обеспечить максимальное усиление в обратной связи на частоте 50 Гц при сохранении устойчивости всей схемы. Расчет в пункте 2.3:

*R2: RC0805JR-0720KL*

*C1: MLCC160pFNPO50V5%0805*

*R1* – защищает выходной каскад ОУ, ограничивая его выходной ток. Максимальное выходное напряжение ОУ при питании  $\pm 15\text{В}$  не превышает 15, а максимальный ток – 45 мА, сопротивление *R1* составляет 360 Ом.

*R1: RC0805JR-07360RL*

### 3.3 Выбор элементной базы каскада усиления переменного напряжения

Для унификации устройства и удобства подачи питания для реализации УПН будем использовать прецизионный ОУ ADA4627-1BRZ-RL.

Постоянная составляющая с выхода ПУ подавляется ФВЧ на *C4*, *R7*, рассчитанный на частоту среза, равную 0,05 Гц. Расчет проводился в пункте 2.4. Из стандартного ряда выбираем:

*R7: RC0805JR-07150KL*

*C4: GRM32ER71E226ME15L*



Диодные ограничители  $VD1$ ,  $VD2$  предназначены для обеспечения быстрого выхода усилителя из режима насыщения. Выберем диоды  $P6KE12A$ .

Элементы  $R9$ ,  $C5$  образуют ФНЧ с частотой среза 5Гц. Резисторы  $R8$ ,  $R9$  – задают коэффициент усиления  $K_{унн}=20$ . Из стандартного ряда выберем следующие номиналы:

$R9$ :  $RC0805JR-0715KL$

$C5$ :  $GRM21BR71C225KA12L$

$R8$ :  $RC0805JR-07820RL$

### 3.4 Выбор элементной базы развязывающего усилителя

В качестве развязывающего усилителя выберем AD203SN фирмы ANALOG DEVICES. Резисторы  $R10$ ,  $R11$  задают коэффициент усиления равным 50. Расчет их был произведен в пункте 2.5. Из стандартного ряда выбираем:

$R10$ :  $RC0805FR-072KL$

$R11$ :  $RC0805FR-07100KL$

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

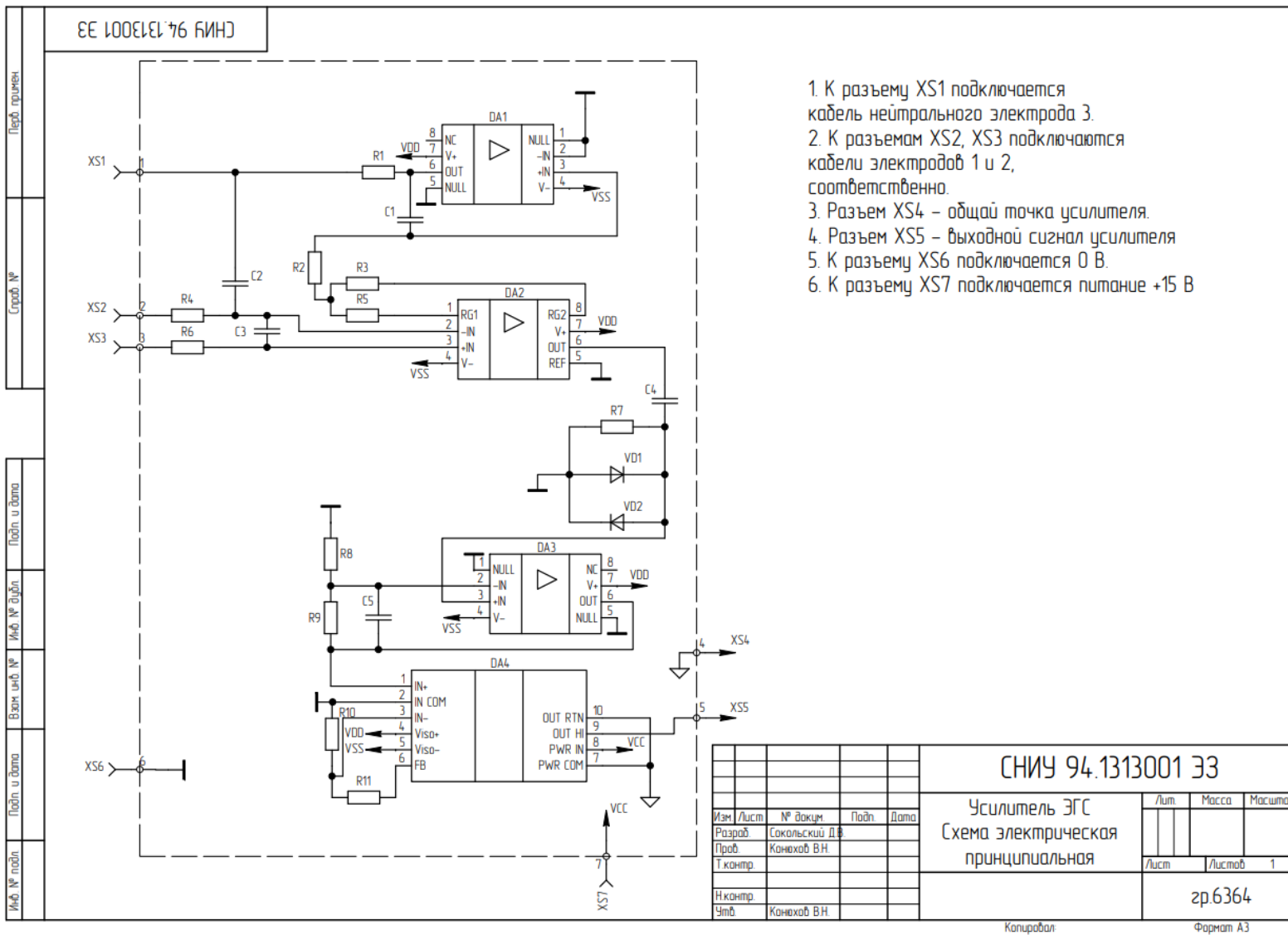
В данной работе был спроектирован усилитель ЭГС. Данный усилитель имеет коэффициент усиления входного сигнала  $K=10000$ ; в схеме предусмотрена защита от помех электрохирургических инструментов.

Усилитель ЭГС может применяться в стационарных условиях при нормальных условиях окружающей среды во взаимодействии с другими приборами функциональной диагностики, для этого он снабжен схемой подавления помех.

## СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Медицинская энциклопедия <http://www.medical-enc.ru/26/elektrogastrografia.shtml>
2. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. Под ред. А.П.Немирко. – М.:ФИЗМАТЛИТ,2007.- 440с.
3. Бутов М.А. Обследование больных с заболеваниями органов пищеварения. Часть 1: Учебное пособие по пропедевтике внутренних болезней для студентов 3 курса лечебного факультета/ Ряз. гос. мед. ун-т.- Рязань: РИО. РязГМУ, 2007.
4. Ребров В.Г. Диагностическое значение электрогастрографии при заболеваниях гастродуоденальной системы. – М.: Автореф, 1975.
5. Корневский Н.А., Попечителей Е.П. Узлы и элементы биотехнических систем – Старый Оскол:ТНТ, 2013. – 448с.
6. Джонсон Д. и др. Справочник по активным фильтрам – М.:Энергоатомиздат, 1983. – 128с.
7. Официальный сайт Analog devices  
URL: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD203SN.pdf> - Описание устройства AD203SN
8. Сайт Mouser Electronics  
URL: <https://www.mouser.co.uk/datasheet/2/609/AMP02-3122461.pdf> - Описание устройства AMP02
9. Сайт Mouser Electronics  
URL: [https://www.mouser.co.uk/datasheet/2/609/ADA4627\\_1\\_4637\\_1-3120181.pdf](https://www.mouser.co.uk/datasheet/2/609/ADA4627_1_4637_1-3120181.pdf) – Описание устройства ADA4637-1

## ПРИЛОЖЕНИЕ А



ПРИЛОЖЕНИЕ Б

Зона	Поз. обозначение	Наименование	Кол.	Примечание				
Перф. примен.		Конденсаторы						
	C1	MLCC160pFNP050V5%0805	1					
	C2, C3	GRM188R71H331KA01D	2					
	C4	GRM32ER71E226ME15L	1					
	C5	GRM21BR71C225KA12L	1					
Спроб. №		Микросхемы						
	DA1	AMP02EPZ	1					
	DA2,DA3	ADA4627-1BRZ-RL	2					
	DA4	AD203SN	1					
		Резисторы						
	R1	RC0805JR-07360RL	1					
	R2	RC0805JR-0720KL	1					
	R3	RC0805FR-072K7L	1					
	R4	RC0805JR-0716KL	1					
	R5	RC0805FR-072K7L	1					
	R6	RC0805JR-0716KL	1					
Подп. и дата	R7	RC0805JR-07150KL	1					
	R8	RC0805JR-07820RL	1					
	R9	RC0805JR-0715KL	1					
	R10	RC0805FR-072KL	1					
	R11	RC0805FR-07100KL	1					
Взам. инв. №		Диоды						
	VD1,VD2	P6KE12A	2					
Подп. и дата		Соединители						
	XS1-XS7	DS-026NB	7					
Инф. № подл.	Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	СНИУ 94.1313001 ПЭЗ		
	Разраб.	Сокольский Д.В.				Усилитель ЭГС Перечень элементов		
	Проб.	Канюхов В.Н.						
	Н.контр.							
	Утв.	Канюхов В.Н.						
	Лит.	Лист	Листов					
			1					

## ПРИЛОЖЕНИЕ В

Печатная плата усилителя ЭГС

