

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ
БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САМАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ АЭРОКОСМИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ АКАДЕМИКА С.П. КОРОЛЕВА
(НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ)»

РАЗРАБОТКА УСИЛИТЕЛЕЙ БИОПОТЕНЦИАЛОВ

*Методические указания к курсовой работе по дисциплине
«Узлы и элементы биотехнических систем»*

САМАРА 2012

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ
БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САМАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ АЭРОКОСМИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ АКАДЕМИКА С.П. КОРОЛЕВА
(НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ)»

РАЗРАБОТКА УСИЛИТЕЛЕЙ БИОПОТЕНЦИАЛОВ

САМАРА 2012

УДК 519.688

Составитель: В.Н. Конюхов

Разработка усилителей биопотенциалов. метод. указания к курсовой работе/ Самар. гос. аэрокосм. ун-т; Сост. В.Н. Конюхов, Самара, 2012. 13с.

В методических указаниях изложены основные теоретические сведения о взаимодействии усилителей биопотенциалов с объектом, приведена модель для расчета помех при регистрации биопотенциалов, представлены базовые требования к усилителям, рассмотрен порядок разработки.

Методические указания предназначены для бакалавров, обучающихся по направлению подготовки 201000.62 (Биотехнические системы и технологии) и выполняющих курсовую работу по дисциплине «Узлы и элементы биотехнических систем» на кафедре радиотехники и медицинских диагностических систем.

Печатаются по решению редакционно-издательского совета Самарского государственного аэрокосмического университета им. академика С.П. Королёва

Рецензент: доц. Кудрявцев И.А.

Курсовое проектирование усилителей биопотенциалов предусматривает разработку и анализ принципиальной схемы, а также конструкции усилителя биопотенциалов по заданным техническим параметрам.

1. ОСНОВНЫЕ ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ПОЛОЖЕНИЯ.

1.1. ОБЩИЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ.

Регистрация и анализ биопотенциалов широко применяются в электрофизиологических исследованиях и практической медицине. Параметры электрической активности биологических структур могут использоваться в качестве объективных критериев состояния как самих этих структур, так и всего организма в целом [1-10 и др.]. Достоверность оценки состояния, особенно при автоматическом определении параметров, существенно зависит от метрологических характеристик применяемой аппаратуры и, прежде всего, от характеристик усилителя биопотенциалов.

Требования, предъявляемые к характеристикам усилителей биопотенциалов, обуславливаются как электрическими параметрами биогенераторов (величина и динамический диапазон сигнала, спектр сигнала и др.), так и конкретными условиями применения усилителей. Например, усилитель для регистрации электроэнцефалограммы (сигнал изменяется в диапазоне 15-500 мкВ) должен иметь меньший уровень собственных шумов по сравнению с усилителем для регистрации электрокардиограммы (амплитуда сигнала 0.03-5 мВ). С другой стороны, параметры усилителей предназначенных для наблюдения за электрической активностью одного и того же органа могут отличаться в зависимости от назначения системы в которой они используются. Так, коэффициент ослабления синфазного сигнала для усилителя электрокардиосигнала (ЭКС), применяемого в электрокардиографе, согласно требованиям ГОСТ 19687-89 составляет 100000, а для усилителя ЭКС, входящего в состав электрокардиоскопа- 28000.

Однако, несмотря на отсутствие единых требований к усилителям биопотенциалов, существует набор показателей, обуславливающих метрологические и эксплуатационные характеристики усилителей. Эти показатели можно разделить на пять групп: показатели назначения (диапазон входных напряжений, нелинейность, полоса пропускания, неравномерность АЧХ, напряжение внутренних шумов и др.), показатели надежности

(установленная безотказная наработка, среднее время восстановления и т.д.), показатели экономного использования материалов и энергии (масса, потребляемая мощность), показатели устойчивости к внешним воздействиям, показатели безопасности.

Назначение усилителей биопотенциалов, помимо требований к параметрам, определяет функциональный состав усилителя. Так, усилители ЭКС предназначенные для использования в мониторах для наблюдения за больными во время проведения операций и палатах интенсивной терапии должны иметь цепи защиты от импульса дефибрилятора.

Грамотное проектирование усилителей биопотенциалов с учетом конкретных требований их применения невозможно без понимания основных процессов их взаимодействия с биообъектом.

1.2. ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ УСИЛИТЕЛЕЙ БИОПОТЕНЦИАЛОВ С ОБЪЕКТОМ.

При подсоединении электродов к объекту входные цепи усилителя можно представить в виде следующей эквивалентной схемы (рис.1) /11/. Здесь C - емкость между силовой линией и телом пациента, C_1 - емкость между телом пациента и землей, C_2 - емкость между усилителем и землей, $E_{э1}$, $E_{э2}$, E_g - поляризационные э.д.с. электродов, $Z_{э1}$, $Z_{э2}$, Z_g - переходные сопротивления электрод-кожа, $Z_{вх1}$, $Z_{вх2}$ - входные сопротивления усилителя. Помимо полезного сигнала, определяемого как разность потенциалов вызванных электрической активностью исследуемых биологических структур, между точками 1 и 2, на входе усилителя будут действовать помехи различной природы. Можно выделить следующие основные виды помех учет действия которых необходим при проектировании усилителя:

-помеха от силовой сети, возникающая в результате емкостной связи между телом и сетевой линией;

-артефакты движения, причиной которых является изменение переходных сопротивлений электродов $Z_{э1}$, $Z_{э2}$, Z_g и э.д.с. поляризации $E_{э1}$, $E_{э2}$, E_g в результате движения пациента;

-поляризационная помеха, возникающая в следствии изменения э.д.с. поляризации во времени из-за изменения температуры, химического состава электролита и т.п.;

-помехи вызванные работой электрохирургического инструмента.

Эквивалентная схема входных цепей усилителя биопотенциалов

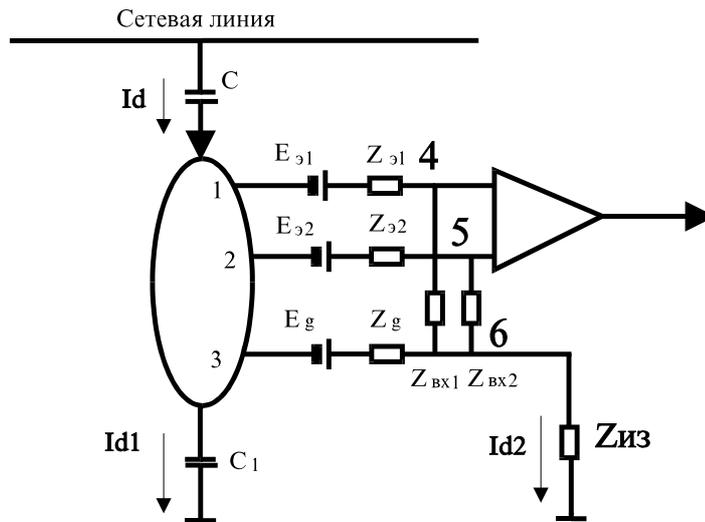


Рис.1.

Помеха от силовой сети приводит к появлению на объекте потенциала изменяющегося относительно земли с частотой 50 Гц. Вследствии относительно высокой проводимости биологических тканей потенциал во всех точках объекта будет примерно одинаков и такая помеха будет синфазной по отношению к входным цепям усилителя. Однако из-за разброса сопротивлений электродов $Z_{э1}$ и $Z_{э2}$ помеха от силовой сети на входе предварительного усилителя в точках 4 и 5, помимо синфазной, будет включать в себя и противофазную составляющую, уровень которой будет определяться входными сопротивлениями усилителя $Z_{вх1}$ и $Z_{вх2}$, разбалансом сопротивлений электродов и эквивалентным сопротивлением между усилителем и землей $Z_{из}$.

Таким образом, степень подавления помехи от силовой сети будет зависеть от симметрии входных цепей, коэффициента ослабления синфазной составляющей в предварительном усилителе и эквивалентного сопротивления изоляции $Z_{из}$.

Влияние артефактов движения и поляризационной помехи может привести к потере работоспособности усилителя биопотенциалов вследствие увеличения э.д.с. поляризации до значений превышающих динамический диапазон, а также резкого уменьшения подавления сетевой помехи из-за сильного разбаланса электродных сопротивлений. Ослабить влияние э.д.с. поляризации можно за счет оптимального распределения усиления между каскадами усилителя. Для обнаружения разбаланса электродных сопротивлений при котором невозможна нормальная работа усилителя следует включать в состав усилителя схему индикации плохого контакта электродов.

Помехи вызванные работой электрохирургического инструмента лежат в высокочастотной области спектра (сотни кГц и выше) и могут быть практически полностью устранены с помощью фильтра нижних частот первого порядка на входе предварительного усилителя. При подключении такого фильтра ко входу усилителя следует учитывать его влияние на входные сопротивления $Z_{вх1}$ и $Z_{вх2}$.

2. ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ НА КУРСОВОЙ ПРОЕКТ.

Техническое задание на проектирование усилителя биопотенциалов составляется исходя из его назначения и особенностей, а также условий эксплуатации. По назначению усилители подразделяются на: усилители электрокардиосигнала (ЭКС), электроэнцефалографического сигнала (ЭЭС), электромиографического сигнала (ЭМС), электрогастрографического сигнала (ЭГС), электроокулографического сигнала (ЭОС). По условиям эксплуатации: усилители в составе стационарных систем с сетевым питанием, усилители в составе носимых систем с батарейным питанием. Для проектирования задаются следующие параметры:

1. Значения емкостей C и $C1$ эквивалентной схемы входных цепей (рис.1).
2. Диапазон изменения сопротивлений электродов ΔZ .
3. Погрешность измерения во входной цепи β .
4. Разность электродных потенциалов ΔU .
5. Диапазон входных напряжений $U_{вх}$.
6. Полоса пропускания ΔF .
7. Неравномерность амплитудно-частотной характеристики в полосе пропускания
- 8.
8. Диапазон выходных напряжений $U_{вых}$.
9. Амплитуда помехи от силовой сети на выходе $U_{п}$.
10. Напряжение внутренних шумов, приведенных ко входу $U_{ш}$.
11. Длина кабеля отведений L .
12. Емкость кабеля на единицу длины C_k .
13. Емкость изоляции $C_{из}$.
14. Сопротивление изоляции $R_{из}$.

Кроме того, в зависимости от особенностей применения, задаются дополнительные требования по наличию тех или иных узлов в составе усилителя

биопотенциалов (например, схема индикации разряда батарей для усилителей с батарейным питанием, узел автоматической регулировки усиления и т.д.).

3. ПОРЯДОК РАСЧЕТА УСИЛИТЕЛЯ БИОПОТЕНЦИАЛОВ.

Проектирование усилителя биопотенциалов рекомендуется проводить в следующем порядке.

1. Рассчитать входные цепи усилителя и определить недостающие требования к его параметрам (коэффициенту усиления, коэффициенту ослабления синфазных сигналов, входному сопротивлению).
2. Выбрать принципиальную схему предварительного усилителя.
3. Определить коэффициент усиления предварительного усилителя.
4. Выбрать необходимое число каскадов усиления переменного напряжения.
5. Выбрать структурные схемы модулятора и демодулятора и определить их параметры.
6. Выбрать элементную базу.
7. Составить принципиальную схему усилителя.
8. Спроектировать печатную плату усилителя.

Расчет входных цепей усилителя.

Расчет входных цепей усилителя включает в себя определение требуемых входных сопротивлений $Z_{вх1}$ и $Z_{вх2}$, потенциалов помехи от силовой сети в точках 4 и 5 (рис.1). Минимальное значение входных сопротивлений определяется исходя из заданной погрешности измерения во входной цепи /12/:

$$\beta \approx (Z_{э1} + Z_{э2}) / Z_{вх},$$

где $Z_{э1}$ и $Z_{э2}$ -сопротивления электродов, $Z_{вх} = Z_{вх1} = Z_{вх2}$. Учитывая, что большая часть энергии биопотенциалов сосредоточена в низкочастотной области спектра, расчет требуемых входных сопротивлений ограничивается определением только активной составляющей ($Z_{вх} = R_{вх}$).

Далее при расчете входного сопротивления следует учитывать входные емкости кабеля отведений, а также эквивалентные сопротивления элементов, подключенных ко входу (например элементов фильтров для подавления помех от электрохирургического инструмента, схем защиты от дефибрилятора).

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.

После расчета потенциалов определяют синфазную и противофазную составляющую помехи. Противофазная составляющая представляет собой разность потенциалов между точками 4 и 5 относительно точки 6. Разность между наибольшим значением потенциала в точках 4 и 5 и противофазной составляющей будет равна синфазной составляющей. Исходя из диапазона входных $U_{вх}$ и выходных напряжений $U_{вых}$ определить общий требуемый коэффициент усиления. Учитывая полученные значения помехи от сети на входе рассчитать помеху на выходе. Общая амплитуда помехи на выходе будет определяться следующим образом:

$$U_{п} = K_{ус} * U_{пс} + K * U_{пп},$$

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

Выбор схемы предварительного усилителя и достигаемого им коэффициента ослабления синфазного сигнала можно проводить основываясь на данных приведенных в /13,14/.

Если $U_{п}$ больше заданного значения, то в зависимости от вклада различных слагаемых можно:

-увеличить входное сопротивление $Z_{вх}$;

-использовать активный подавитель сигнала помехи, представляющий собой инвертирующий усилитель, с выхода которого помеха в противофазе подается на тело через нейтральный электрод /2/.

При увеличении входного сопротивления следует учитывать значения сопротивлений, которые возможно обеспечить с помощью современной элементной базы. Если используется активный подавитель, то необходимо рассчитать его коэффициент передачи для требуемого дополнительного ослабления помехи.

Определение коэффициента усиления предварительного усилителя.

Выбор коэффициента усиления в предварительном усилителе осуществляется с учетом разности электродных потенциалов, если усиление осуществляется на постоянном токе. В

этом случае на выходе предварительного усилителя разность электродных потенциалов ΔU будет порождать напряжение $K_{пр} \cdot \Delta U$, где $K_{пр}$ -коэффициент усиления предварительного усилителя. Коэффициент усиления не должен приводить к ограничению полезного сигнала.

Выбор число каскадов усиления переменного напряжения.

Выбор числа каскадов усиления определяется исходя из:

- требуемого усиления всего усилителя;
- неидеальности усилительных элементов (в частности для ОУ наличия входных токов, э.д.с. смещения и т.д. /14-16/. Каскады усиления переменного напряжения могут быть расположены как до модулятора и демодулятора, так и после. При выборе места установки каскадов усиления следует исходить из двух основных положений:
- на вход модулятора должно поступать напряжение, значение которого позволяет наиболее полно охватить весь динамический диапазон сигнала на выходе модулятора;
- желательно минимизировать число каскадов в развязанной части.

Выполнение первого требования позволяет снизить шумы вносимые модулятором, а выполнение второго- требования к источнику питания развязанной части.

Выбор структурной схемы модулятора и демодулятора и определение требований к их параметрам.

Выбор структурной схемы модулятора определяется заданным видом модуляции, выбранной частотой, диапазоном входных напряжений. Выбор частоты модуляции, в свою очередь, обусловлен заданным уровнем шумов и параметрами демодулятора. Примеры определения коэффициента передачи модулятор-демодулятор приведены в /18/.

Выбор элементной базы.

Выбор элементной базы определяется в зависимости от условий эксплуатации и заданных параметров. Для усилителей с батарейным питанием суммарное потребление всех элементов должно обеспечивать заданное время работы от выбранного типа батарей. Кроме того, при выборе элементной базы следует учитывать собственные шумы активных элементов, которые вносят вклад в общий шумовой сигнал (о шумовых свойствах ОУ и расчете приведены данные в /13, 15,18/). Для выбора элементной базы следует пользоваться справочными данными /19, 20 и др./.

Составление принципиальной схемы усилителя.

Составление принципиальной схемы усилителя подразумевает расчет значений элементов схемы, обеспечивающих рассчитанные ранее параметры функциональных узлов.

Проектирование печатной платы усилителя осуществляется исходя из разработанной принципиальной схемы с учетом его назначения. Усилители с батарейным питанием должны иметь минимальные габаритные размеры и массу. В усилителях с гальваническим разделением входа и выхода развязанные части должны иметь минимальную паразитную емкость и сопротивление утечки между ними.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография. М. Медицина. 1991. 288 С.
2. Барановский А.Л. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. М. Радио и связь. 1993. 248 С.
3. Курашвили А.Е., Бабияк В.И. Физиологические функции вестибулярной системы. Л. Медицина. 1975. 279 С.
4. Левинсон А.Р. Электромедицинская аппаратура. М. Медицина. 1981. 344 С.
5. Бадалян Л.О., Скворцов И. А. Клиническая электронейромиография. М. Медицина. 1986. 368 С.
6. Персон Р.С. Электромиографические исследования рефлекторных ответов и F-волны в клинике. М. 1983. 42 С.
7. Головки Ю.П. и др. Параметрические усилители биоэлектрических сигналов. М. Энергия. 1971. 160 С.
8. Физиология и патофизиология сердца. Под редакцией Сперлакиса Н. Том 1. М. Медицина. 1990. 624 С.
9. Янушкевичус З.И. и др. Дополнительно усиленная электрокардиограмма. Л. Медицина. 1990. 192 С.
10. Применение радиоэлектронных приборов в биологии и медицине. Киев. Наукова думка. 1976. 375 С.
11. Thakor N.V., Webster J.G. Ground-free ECG recording with two electrodes. IEEE trans. on biomed. eng. vol. bme-27. N 12. 1980. P. 699-704.
12. Мишин А.Т., Логвинов А.С. Инфранизкочастотные усилители бионапряжений с гальваническим разделением входа и выхода. М. Энергоатомиздат. 1983. 80 С.
13. Хоровиц П., Хилл У. Искусство схемотехники. Том 2. М. Мир. 1993. 371 С.

14. Гутников В.С. Интегральная электроника в измерительных устройствах. Л. Энергоатомиздат. 1988. 304 С.
15. Кликушин Ю.Н., Кривой Г.С., Ярошевский М.Б. Расчет измерительных цепей на операционных усилителях. Учебное пособие. Омск. 1981. 78 С.
16. Хоровиц П., Хилл У. Искусство схемотехники. Том 1. М. Мир. 1993. 371 С.
17. Титце У., Шенк К., Полупроводниковая схемотехника. М., Мир. 1982. 371 С.
18. Гутников В.С. Интегральная электроника в измерительных устройствах. Л. Энергия. 1980. 248 С.
19. Иванов В.И., Аксенов А.И., Юшин А.М. Полупроводниковые оптоэлектронные приборы. Справочник. М. Энергоатомиздат. 1984. 184 С.
20. Интегральные схемы: Операционные усилители. Справочник. Том 1. М. Физматлит. 1993. 240 С.

Учебное издание

РАЗРАБОТКА УСИЛИТЕЛЕЙ БИОПОТЕНЦИАЛОВ

Методические указания к курсовой работе

Составитель: Конюхов Вадим Николаевич

Самарский государственный аэрокосмический университет
имени академика С.П. Королёва.
443086 Самара, Московское шоссе, 34