

Документ подписан простой электронной подписью

Информация о владельце:

ФИО: Локтионова Оксана Геннадьевна

Должность: проректор по учебной работе

Дата подписания: 31.12.2020 13:36:44

Уникальный программный ключ:

0b817ca911e6668abb13a5d426d39e5f1c11eabbf73e943df4a4851fda56d089

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего образования
«Юго-Западный государственный университет»
(ЮЗГУ)

Кафедра биомедицинской инженерии

УТВЕРЖДАЮ
Проректор по учебной работе
О.Г. Локтионова
« 6 » _____ 2017 г.



УЗЛЫ И ЭЛЕМЕНТЫ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ

Методические указания к курсовому проектированию по
дисциплине «Узлы и элементы биотехнических систем»

Курск 2017

УДК 004.93:61

Составители: С.А. Филист, К.Д.А. Кассим.

Рецензент

Доктор технических наук, профессор А.Ф. Рыбочкин

Узлы и элементы биотехнических систем: методические указания к курсовому проектированию / Юго-Зап. гос. ун-т; сост.: С.А. Филист, К.Д.А. Кассим. Курск, 2017. 21 с.

Предназначено для студентов по дисциплине «Узлы и элементы биотехнических систем».

Направления 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»

Текст печатается в авторской редакции

Подписано в печать *в. В. Р.* Формат 60×84 1/16. Бумага офсетная.

Усл. печ. л. 1,2. Уч.-изд. л. 1,1. Тираж 100 экз. Заказ *2304*.

Юго-Западный государственный университет.

305040, г. Курск, ул. 50 лет Октября, 94.

Целью курсового проектирования является получение навыков в выборе и расчёте первичных преобразователей и электродов, в проектировании и расчёте усилительного тракта, в разработке функциональных узлов первичной обработки сигналов, в выборе методов и расчёте устройств аналого-цифрового преобразования и индикации для измерительных приборов, используемых при биомедицинских исследованиях, в определении метрологических характеристик прибора, а также в технологической и конструкторской проработке разрабатываемого изделия.

Курсовое проектирование базируется на изучении следующих курсов: высшая математика, физика, электротехника, электроника, биофизика, метрология, элементы и узлы медицинской техники, измерительные преобразователи и электроды.

В пояснительную записку входят следующие разделы:

1. Назначение проектируемого прибора.
2. Разработка и обоснование структурной схемы прибора.
3. Выбор и расчет первичного преобразователя.
4. Разработка конструкции и расчёт электродов.
5. Обоснование технических характеристик и расчет усилительного тракта.
6. Выбор и расчет схемы индикации.
7. Анализ и расчет погрешностей разрабатываемого прибора.
8. Энергетическое обеспечение прибора.
9. Конструкторско-технологическая проработка изделия: разработка конструкций датчика, печатных плат усилительного тракта, устройства индикации, блока питания и корпуса прибора.

Графическая часть включает:

1. Схему электрическую принципиальную разработанного прибора (ГОСТ 2.701-84, 2.701-75, 2.709-81).
2. Конструкцию разработанного прибора (чертеж общего вида ГОСТ 2.118-73...ГОСТ 2.120-73).

Порядок проектирования

1. Согласно таблице 1 и номера своего варианта, получите задание на курсовое проектирование.

2. Выявите те области, в которых может быть использован разрабатываемый прибор, обращая особое внимание на биомедицинские приложения. Исходя из этого, задайте сами и согласуйте с преподавателем недостающие технические условия, если в этом есть необходимость. По литературным источникам и патентам ознакомьтесь с аналогичными изделиями, выявите их достоинства и недостатки. Опишите те недостатки прибор-аналогов, которые, по вашему мнению, должны быть устранены в разрабатываемом Вами приборе.

3. Первичный преобразователь задан в таблице 1.

Необходимо провести его расчет, то есть определить функцию преобразования, чувствительность, пороговую чувствительность, определить генераторного он типа или параметрического, исходя из чего выбрать схему включения. Разработать метод крепления датчика на объекте контроля, сопровождая, при необходимости, описание метода соответствующими эскизами, а также саму конструкцию датчика, если он нестандартный. Так как датчик предназначен для биообъектов, то необходимо рассмотреть вопросы электробезопасности. Здесь же анализируются погрешности, связанные с первичным преобразователем.

4. Расчет первичного преобразователя заканчивается получением исходных данных для расчета усилительного тракта. К таким данным могут быть отнесены: динамический диапазон сигнала, частотный диапазон сигнала, коэффициент шума на выходе первичного преобразователя и т.д. Особое внимание следует обратить на необходимость модуляции, демодуляции сигнала и место включения модулятора, демодулятора. В ряде вариантов заданий преобразователь предназначен только для подсчета импульсов, а не анализа формы сигнала. В этом случае необходимо решить вопрос о включении в усилительный тракт фильтров, пиковых детекторов, нуль-органов и т.д., а также обосновать их необходимость и провести расчет элементов схемы.

Выбор и расчет усилительного тракта начинается с разработки функциональной схемы. Затем поэтапно, шаг за шагом, каждый функциональный узел доводится до уровня принципиальной схемы, а затем производят расчет параметров принципиальной схемы данного узла. При этом желательно использовать узлы на интегральных схемах. При необходимости, работа усилительного тракта иллюстрируется временными диаграммами. После расчета усилительного тракта проводят анализ погрешностей в нем.

Пример расчета электродов

Пусть, согласно технического задания электроды должны удовлетворять следующим требованиям:

- разность электродных потенциалов DU , мВ, не более 50;
- дрейф разности электродных потенциалов, U , мкВ, не более 250;
- напряжение электромеханического шума U_s , мкВ, не более 100;
- полное сопротивление электрода на частоте 1 Гц Z , Ом, не более 5000;
- время готовности T_1 , мин, не более 2.

При контакте металла с электролитом образуется электрохимический полуэлемент, который вырабатывает разность потенциалов между электродом и тканью тела. Зависимость между потенциалом электрода и концентрацией электролита определяется уравнением Нернста :

$$U_{\ominus} = U_0 + \frac{A \cdot \ln(a_+)}{n},$$

где U_0 – стандартный потенциал электрода, $A=RT/F$;

$R=8.32$ Дж/(моль*К) (универсальная газовая постоянная);

$F= 96485$ Кл/моль (постоянная Фарадея);

n – валентность ионов в реакции;

a_+ – активность катионов в растворе.

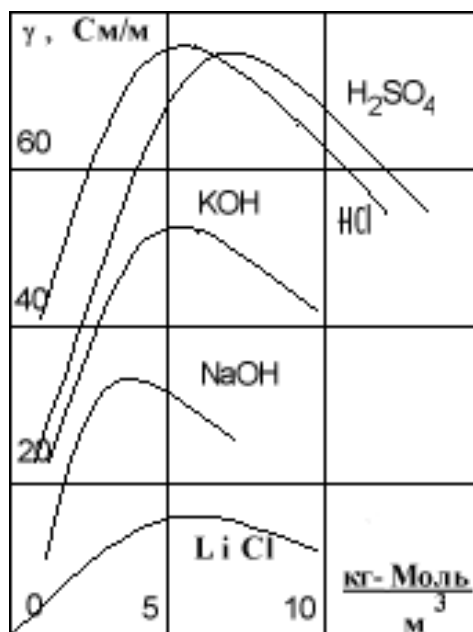


Рисунок 1 – Зависимость проводимости электролитов от концентрации.

Конструкция электрода приведена на рисунке 2.

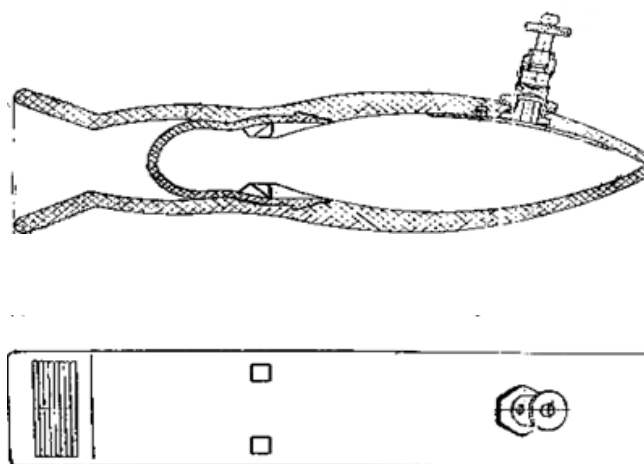


Рисунок 2 – Конструкция электродов

Электрод выполнен из композитного материала с платиновым покрытием. Потенциал полуячейки $U_0 = +0,44$ В.

Если в качестве электролита используется раствор NaCl, то из графика, представленного на рисунке 1 видно, что максимальная проводимость раствора достигается при концентрации $C=4$ (моль/л)

Учитывая что $a_+ = f \cdot C$, где f – коэффициент активности раствора, равный 1 при максимальном разбавлении раствора,

определим a_+ приняв $f = 0,5$:

$$a_+ = 2 \text{ (моль / л) .}$$

Приняв $T=293\text{K}$ определим потенциал электрода:

$$U_{\text{Э}} = 0,44 + \frac{8,32 \cdot 293 \cdot \ln 2}{9,65 \cdot 10^4} = 0,44 + 0,0175 = 0,4575 \text{ В.}$$

Так как съем ЭКС осуществляется двумя электродами, то при идентичных электродах разность потенциалов между ними должна быть равна нулю. Практически полной компенсации достигнуть не удастся. Принимая разницу в электродных потенциалах за счет их неидентичности равной 10 % $U_{\text{Э}}$, получим разность электродных потенциалов :

$$\Delta U = +46 \text{ мВ.}$$

Прохождение электрического тока через электролиты сопровождается электролизом - химическими превращениями и выделением вещества из раствора. Для электрохимического превращения 1 моль любого вещества необходимо одно и тоже количество электричества, равное произведению числа Авогадро N на заряд электрона и называемое постоянной Фарадея $F=Ne=96552$ Кл/моль.

Таким образом, прохождение через электролит любого сколь угодно малого количества электричества всегда сопровождается выделением на одном электроде и растворением на другом соответствующего, совершенно определенного количества вещества. Поэтому концентрация ионов вблизи электродов оказывается не такой, как в остальном растворе.

Изменение электродных потенциалов вследствие изменения приэлектродной концентрации при протекании через электролитическую ячейку электрического тока от внешнего источника называется поляризацией. Поэтому внешнее напряжение, приложенное к электролитической ячейке, должно

уравновешивать не только падение напряжения на столбе электролита, но еще и сумму потенциалов поляризации электродов.

Зависимость суммарного напряжения поляризации U от изменения плотности тока на электродах различна для разных сочетаний растворов и электродов. Общий характер этих зависимостей заключается в том, что напряжение поляризации U быстро возрастает при очень малых плотностях тока, а затем остается почти постоянным, слабо изменяясь с дальнейшим ростом плотности тока. Поэтому, при достаточно большой плотности тока значение U можно считать зависящим от сочетания материалов электрода и электролита.

Вследствие конечной скорости диффузии при данной концентрации электролита к катоду в единицу времени может подходить только конечное число носителей заряда - ионов вещества. Поэтому, если пытаться беспредельно увеличивать электрический ток через ячейку, то при каком-то токе будут использованы все ионы, приносимые к катоду диффузией, и дальнейший рост тока прекратится. Предельный ток диффузии можно определить из приближенного выражения:

$$I_{\text{пр}} = nFDSC_0 / \delta ,$$

где D – коэффициент диффузии;

C_0 – концентрация реагирующих ионов в толще электролита;

S – площадь электрода;

δ -толщина диффузионного слоя.

Потенциал, при котором в процесс электролиза вступает основная масса ионов данного вида, называется потенциалом выделения данного иона. Если в растворе содержатся разные виды ионов, то зависимость $I=f(U)$ имеет форму ступенчатой кривой. Потенциал выделения, при котором начинается очередной рост тока, зависит от вида иона, а высота ступеней тока пропорциональна концентрации этих ионов. На использовании этого явления основан полярографический метод качественного и количественного анализа растворов.

Учитывая, что входной ток усилителя ЭКС $I_{\text{вх}}$. ОУ составляет

0,15 нА (для ОУ КР544УД1А), то при условии, что предельный ток диффузии должен быть много больше этой величины, то есть $I_{пр} \gg I_{вх} \cdot ОУ$, мы можем принять ЭДС поляризации равной нулю.

Выберем площадь контакта с поверхностью кожи 3 см^2 . В качестве прокладки выбираем марлю, смоченную раствором NaCl с концентрацией $C = 4 \text{ моль/л}$.

Значение коэффициента диффузии NaCl, растворенной в воде можно взять из таблицы 1.

Таблица 1- Значение коэффициента диффузии NaCl, растворенной в воде при $T=291 \text{ К}$

Концентрация моль/л	0,05	0,40	1,00	2,0	3,0	4,0	5,0
$D, 10^{-5} \text{ см}^2 / \text{с}$	1,26	1,2	1,24	1,29	1,36	1,43	1,493

Примем $\delta = 1 \text{ мм}$, тогда:

$$I_{пр} = \frac{1 \cdot 96552 \cdot 1,43 \cdot 10^{-9} \cdot 0,3 \cdot 10^{-4} \cdot 4 \cdot 10^3}{10^{-3}} = 166 \cdot 10^{-3} \text{ А} \gg 0,15 \cdot 10^{-3}$$

Следовательно, мы пренебрегаем ЭДС поляризации.

Определим полное электрическое сопротивление электрода. C – емкость двойного слоя. $C = 15 \text{ мкФ}/(\text{см}^2)$. Для электрода с $S = 3 \text{ см}^2$ и $C = 45 \text{ мкФ}$;

R_1 – сопротивление, отражающее сопротивление электролита. Проводимость электролита оценим согласно графику (рисунок 3). В худшем случае имеем: $\gamma = 10 \text{ см/м}$, откуда находим:

$$R_1 = \frac{L}{\gamma \cdot S} = \frac{0,001}{10 \cdot 0,003} = 0,3 \text{ Ом.}$$

Сопротивление R_2 отражает движение зарядов между электродом и электролитом без учета заряда и разряда емкости.

Оно связано с необратимыми процессами в электродах и может быть оценено как коэффициент пропорциональности между ЭДС поляризации и плотностью тока, проходящего через электрод. Эта величина зависит от природы металла, электролита, площади электродов. Значение удельного поверхностного сопротивления лежит в пределах десятков – сотен Ом·см². Для нашего электрода примем $R_2 = 100$ Ом;

Отсюда полное электрическое сопротивление электрода:

$$Z(j\omega) = \frac{R_2}{1 + \frac{j\omega C}{R_2}} + R_1,$$

$$|Z| = \sqrt{\frac{R_2}{1 + \omega^2 C^2 R_2^2} + R_1 + \frac{\omega^2 C^2 R_2^2}{1 + \omega^2 C^2 R_2^2}}.$$

На частоте 1 Гц: $|Z| = R_2 = 100$ Ом.

Пример расчета фотоэлектрического преобразователя для плетизмографа

Выходной сигнал датчика представляет собой мощный сигнал проходящего света (базовую линию), модулированный очень слабым сигналом, обусловленным пульсациями объема крови в исследуемой ткани. Чтобы выделить этот слабый сигнал на фоне большого сдвига базовой линии, используют ФВЧ, пропускающий сигналы с частотой выше 0.05 Гц. Отфильтрованный сигнал усиливают, чтобы получить достаточно высокоамплитудный сигнал пульсаций объема крови. Любое происходящее во время регистрации плетизмограммы движение плетизмографа относительно исследуемой ткани приводят к таким изменениям базовой линии, которые значительно превосходят сигнал, связанный с пульсациями. Эти большие артефакты, связанные с

движениями объекта, приводят к насыщению усилителя, поэтому необходимо предусмотреть в электрической цепи средство, позволяющее быстро вернуться к регистрации полезного выходного сигнала.

Для питания стандартного светодиода требуется послать в прямом направлении ток, равный 15 мА. Для того чтобы получить такой ток, используя источник постоянного напряжения, равного 15 В, нужно последовательно с диодом включить резистор, имеющий сопротивление $R_L = 15\text{В}/15\text{мА} = 1\text{кОм}$. Максимальный ток в стандартном фототранзисторе составляет 150 мкА. Чтобы транзистор не находился в режиме насыщения, последовательно с ним нужно включить резистор с сопротивлением $R_p = v/i = (15\text{В})/(150\text{мкА}) = 100\text{кОм}$. Наибольшая емкость обычного бумажного конденсатора равна 2 мкФ. Выходное сопротивление $R_0 = 1/(2\pi f_0 C) = 1/[2\pi \cdot (0,05)(2 \times 10^{-6})] = 1,6\text{МОм}$. Рассчитанная схема изображена на рисунке 2.

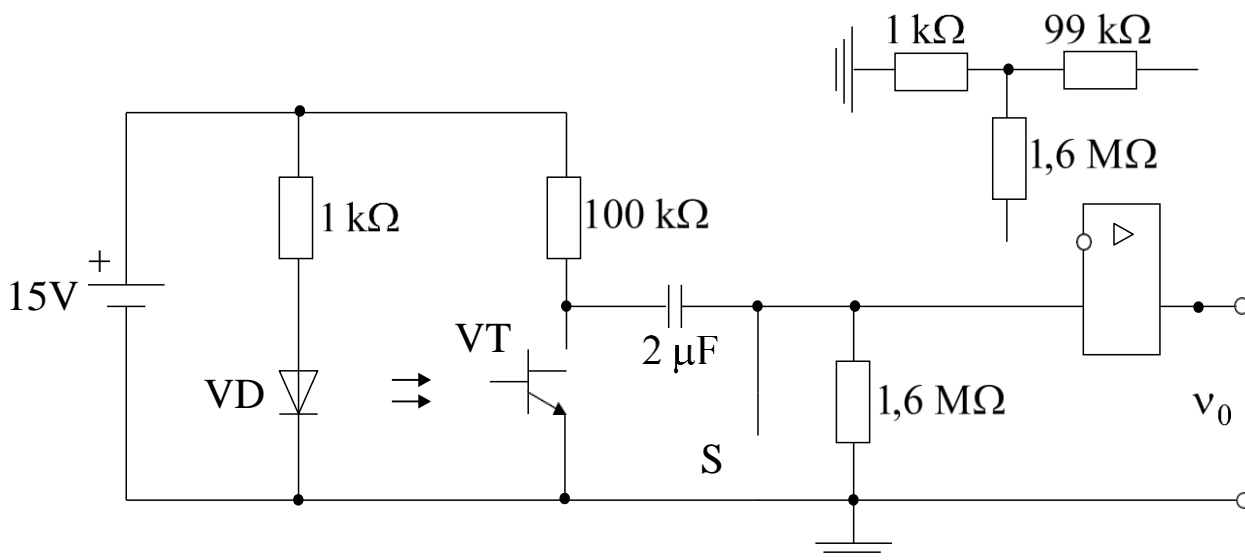


Рисунок 2 – Схема фотоплетизмографа

В этом плетизмографе выходной сигнал светодиода VD, изменяющийся вследствие изменения поглощения света тканью, модулирует ток фототранзистора VT. Сигнал постоянного тока отсекается конденсатором; переключатель S служит для восстановления записи в случае возникновения насыщения,

связанного с движением исследуемого объекта. Сигнал с выхода неинвертирующего усилителя, имеющего коэффициент усиления 100, подается на регистратор с низким входным сопротивлением. В настоящее время VT и VD объединяют в едином устройстве, называемом оптрон.

5. Выход усилительного тракта подключен к блоку индикации. Если необходим только подсчет импульсов или используется стрелочный индикатор, то в аналого-цифровом преобразовании нет необходимости. В противном случае необходимо выбрать тип аналого-цифрового преобразования или аналого-цифровой преобразователь. Суммарную погрешность необходимо рассчитать с учетом аналого-цифрового преобразователя или класса точности стрелочного индикатора.

6. При определении суммарной погрешности измерительного устройства необходимо руководствоваться следующими правилами:

– Для определения значения оценки результирующей погрешности всего измерительного устройства должны учитываться взаимные корреляционные связи различных составляющих погрешности отдельных функциональных блоков, поэтому исходными данными для расчета являются значения соответствующих оценок отдельных составляющих, а не оценки суммарных погрешностей отдельных функциональных узлов.

Эти составляющие, прежде всего, разделяются на аддитивные и мультипликативные, для их последующего раздельного суммирования.

– Так как суммировать с учетом корреляционных связей можно лишь средние квадратические значения составляющих, то для каждой составляющей должны быть по исходным данным найдены ее средние квадратические значения.

– Далее должны быть выделены группы сильно коррелированных между собой составляющих погрешности и внутри этих групп произведено алгебраическое суммирование. К ним, как правило, относят погрешности, вызванные одной общей причиной (общий источник питания, одинаковые температурные условия и т.д.), когда тесные корреляционные связи определяются

логически, и для них принимают ρ равным +1 или -1.

Погрешности же, между которыми такие взаимосвязи не обнаруживаются, относят к некоррелированным, и для них принимают $\rho = 0$.

– После того как все группы сильно коррелированных погрешностей выделены и внутри их произведено алгебраическое суммирование, суммарные по группам и оставшиеся вне группы погрешности можно считать уже некоррелированными и складывать по правилу:

$$\sigma^2 = \sum \sigma_i^2 . \quad (1)$$

– Значение погрешности с 90%-ной доверительной вероятностью определяем как:

$$\Delta_{0,9} = 1,6 \cdot \sigma . \quad (2)$$

Пример расчетного определения погрешности прибора по известным погрешностям его отдельных функциональных блоков

Пусть необходимо A_m определить погрешность прибора, структурная схема которого показана на рисунке 4, по известным составляющим погрешностей входящих в него функциональных блоков. Прибор состоит из потенциометрического датчика Д, усилителя У и стрелочного индикатора И. Потенциометрический датчик имеет аддитивную погрешность, нормированную предельным значением $\gamma_{A_m}^- = 0,15\%$. Датчик питается через стабилизатор С от общего с усилителем блока питания БП. Операционный усилитель У предназначен для обеспечения линейной характеристики всего прибора и имеет входное сопротивление, намного большее сопротивления датчика. Индикатором служит магнитоэлектрический прибор класса 0,5.

Прежде всего, как указывалось выше, все оставшиеся погрешности необходимо подразделить на аддитивные и мультипликативные, приписать каждой из них соответствующий

закон распределения и найти среднее квадратическое отклонение. Все расчеты будем вести в относительных приведенных значениях и сохранять при промежуточных округлениях один лишь недостоверный десятичный знак в их значениях.

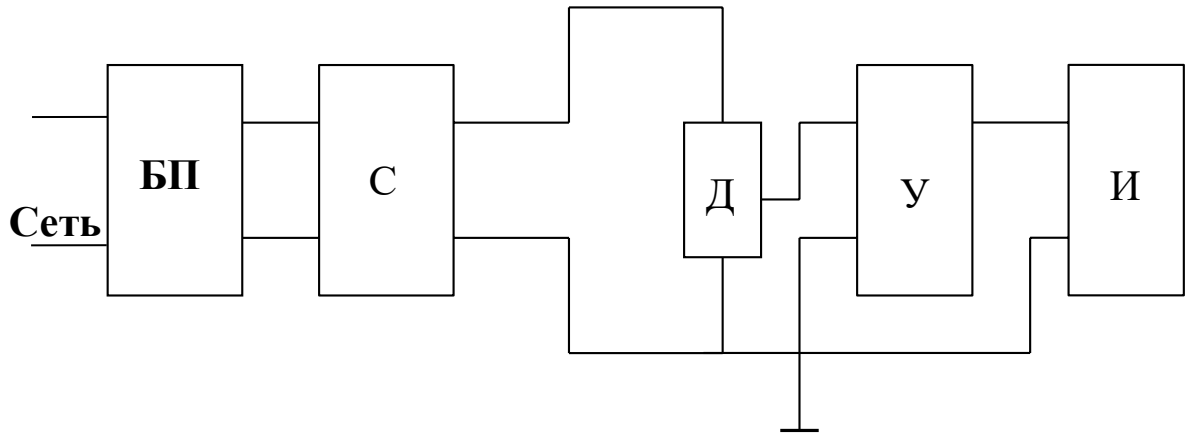


Рисунок 4 – Структурная схема прибора

Пусть аддитивная погрешность прибора обусловлена аддитивными погрешностями датчика Д и индикатора И, а мультипликативная – колебаниями напряжения питания датчика и усилителя и зависимостью от температуры чувствительностей усилителя и индикатора.

Закон распределения погрешности потенциометрического датчика можно принять равномерным, а так как чаще всего погрешности датчиков нормируются без существенного запаса на старение, то $\gamma_{Д_m} = 0,15\%$ можно считать половиной ширины распределения. Откуда среднее квадратическое отклонение равно:

$$\sigma_{Д} = \frac{\gamma_{Д_m}}{\sqrt{3}} = 0,087\% .$$

Погрешность электроизмерительных приборов по стандарту указывается с запасом на старение. Поэтому предельную погрешность индикатора можно оценить как $\gamma_{И_m} = 0,8 \cdot \gamma_{к}$, где $\gamma_{к}$ основная погрешность, соответствующая классу точности. Отсюда $\gamma_{И_m} = 0,8 \cdot 0,5 = 0,40\%$. Закон распределения погрешностей

стрелочных электромеханических приборов близок к трапецеидальному с контрэксцессом $\chi = 0,7$ и энтропийным коэффициентом $k=1,9$. Доверительное значение погрешности с $P_D = 0,9$ для такого распределения равно приблизительно $\gamma_{0,9} = 0,75 \cdot \gamma_m$. Поэтому $\gamma_{И_{m0,9}} = 0,75 \cdot 0,40 = 0,30\%$. Отсюда $\sigma_{И} = \gamma_{И_{0,9}} / 1,6 = 0,30 / 1,6 = 0,188\%$.

Аддитивная погрешность прибора будет образована суммой двух рассмотренных составляющих. Поэтому среднее квадратическое отклонение (с.к.о.) погрешности нуля прибора составит:

$$\sigma_{И} = \sqrt{\sigma_D^2 + \sigma_{И}^2} = \sqrt{0,087^2 + 0,188^2} = 0,207\% .$$

Переходя к суммированию мультипликативных составляющих погрешности, примем следующие исходные данные. Пусть коэффициент влияния температуры на чувствительность индикатора равен $\Psi_{ОИ} = -0,2\% / 10\text{К}$ и усилителя $\Psi_{ОУ} = -0,1\% / 10\text{К}$. Если усилитель и индикатор располагаются в одном корпусе, то оба они находятся всегда при одной и той же температуре и, следовательно, их температурные погрешности достаточно жестко коррелированы между собой и должны суммироваться не геометрически, а алгебраически. Отсюда результирующий коэффициент влияния температуры равен $\Psi_O = -0,2 + 0,1 = -0,1\% / 10\text{К}$. Пусть прибор предназначен для работы в цеховых условиях при температуре от $+5$ до $+35^\circ\text{C}$, то есть при температуре $(15..20)^\circ\text{C}$, и все значения температур равновероятны. Тогда температурная составляющая мультипликативной погрешности имеет равномерное распределение с $\gamma_{O_m} = 0,1 \cdot 15 / 10 = 1,5\%$ и $\sigma_O = \gamma_{O_m} / \sqrt{3} = 0,15 / \sqrt{3} = 0,087\%$.

Пусть колебания напряжения в сети, от которой питается рассматриваемый прибор, находиться в пределах $\pm 10\%$ и имеют треугольный закон распределения вероятности. Датчик Д питается

через стабилизатор с коэффициентом стабилизации $k=25$. Тогда колебания напряжения питания датчика, а следовательно, и мультипликативная погрешность его выходного напряжения имеет также треугольное распределение в пределах $\gamma_{Д_m} = 10/25 = 0,40\%$ с с.к.о.: $\sigma_{УД} = \gamma_{У_m} / \sqrt{6} = 0,40 / \sqrt{6} = 0,163\%$.

Усилитель $У$ питается нестабилизированным напряжением. Коэффициент усиления ОУ по напряжению без ООС меняется в зависимости от напряжения питания от 1 дБ/В до 150 дБ/В (конкретное значение этого числа необходимо взять из справочника по ОУ для используемого Вами усилителя). Но благодаря глубокой отрицательной обратной связи влияние нестабильности питания ОУ на коэффициент усиления усилителя снижено до значения:

$$\psi_{УУ} = 0,3\% / В.$$

Полагаем, что усилитель питается от источника напряжения 10В, тогда колебания напряжения питания, вызванные нестабильностью напряжения сети, составят 1В. Поэтому мультипликативная погрешность прибора, вызванная случайными колебаниями напряжения питания, будет распределена также по треугольному закону в пределах:

$$\gamma_{У_m} = 0,3\% / 1В = 0,3\% , \text{ с с.к.о. } \sigma_{УУ} = \gamma_{У_m} / \sqrt{6} = 0,3 \cdot \sqrt{6} = 0,122\% .$$

Так как обе погрешности от колебания напряжения вызываются одной и той же причиной, то они коррелированы между собой и складываются алгебраически, а не геометрически, хотя каждая из них случайна. Поэтому:

$$\begin{aligned} \gamma_{У_m} &= \gamma_{\&_m} + \gamma_{\&_m} = 0,3 + 0,4 = 0,70\% ; \\ \sigma_U &= \sigma_{У\&} + \sigma_{У\&} = 0,122 + 0,163 = 0,285\% . \end{aligned}$$

Суммарные погрешности от колебаний температуры и колебаний напряжения независимы и поэтому складываются

геометрически, то есть с.к.о. мультипликативной составляющей:

$$\sigma_{\&} = \sqrt{\sigma_U^2 + \sigma_I^2} = \sqrt{0,285^2 + 0,087^2} = 0,298\% .$$

Результирующая погрешность в конце шкалы прибора складывается из аддитивной и мультипликативной погрешностей по правилам суммирования независимых погрешностей:

$$\sigma_{\hat{E}} = \sqrt{\sigma_{\&}^2 + \sigma_H^2} = \sqrt{0,285^2 + 0,087^2} = 0,36\% .$$

В нашем примере приведенные погрешности определяем согласно (2):

$$\gamma_{0,9\&} = 1,6 \cdot \sigma_{\&} = 1,6 \cdot 0,207 = 0,33\% ,$$

$$\gamma_{0,9\hat{E}} = 1,6 \cdot \sigma_{\hat{E}} = 1,6 \cdot 0,36 = 0,58\% .$$

Если результирующее распределение близко к нормальному, то подобным же образом могут быть определены погрешности не только с $P_D = 0,9$, но и с $P_D = 0,95$ согласно соотношениям:

$$\gamma_{0,95\&} = 1,96 \cdot \sigma_{\&} = 1,96 \cdot 0,207 = 0,4\% ,$$

$$\gamma_{0,95\hat{E}} = 1,96 \cdot \sigma_{\hat{E}} = 1,96 \cdot 0,36 = 0,7\% .$$

Таким образом, при испытаниях такого прибора следует ожидать изменения погрешности от $\gamma_H = 0,33\%$ в начале шкалы до $\gamma_K = 0,58\%$ в конце шкалы. Однако при нормировании погрешности такого прибора по стандарту необходимо иметь запас на старение не менее 25% фактической погрешности, а нормируемые значения погрешности в начале и конце шкалы должны быть выбраны из ряда предпочтительных чисел, предусмотренных ГОСТ 8.401-80, то есть должны быть указаны $\gamma_{\&} = 0,33/0,8 = 0,5\%$ и $\gamma_{\hat{E}} = 0,58/0,8 = 1\%$, т.е. класс прибора указан как 1,0/0,5.

7. При расчете энергетического обеспечения прибора необходимо руководствоваться требованиями ГОСТ на источники питания биомедицинских приборов. Если индикаторы жидкокристаллические, то можно использовать автономное питание. При разработке блоков питания следует, по возможности, использовать стандартные элементы.

8. После выполнения принципиальной схемы прибора следует составить перечень элементов. Затем разрабатывается печатная плата или комплект печатных плат, а затем конструкция прибора, которая иллюстрируется чертежом общего вида (ГОСТ 2.118-73 - ГОСТ 2.120-73).

Таблица 2 – Примерные варианты заданий на курсовое проектирование

№	Измеряемый биомедицинский параметр	Первичный преобразователь или измерительная схема	Вид индикации	Примечание
1	2	3	4	5
1	Температура	Rn-переход	Жидкокристаллический инд. *	0..50°C
2	Дыхание	Термистор	ЭВМ, оптронная развязка	Амплитудная модуляция
3	ЭКГ	Электроды, нержавеющей сталь	ЭВМ, оптронная развязка	Амплитудная модуляция
4	Пульс	Индуктивный	ЭВМ, оптронная развязка	Частотная модуляция
5	Тремор	Емкостной	Жидкокристаллический индикатор	–
6	Дыхание	Индукционный	Стрелочный индикатор	Индикация формы кривой
7	Сопротивление биоткани	Мост переменного тока	Осциллограф	Реография

Продолжение таблицы 2.

1	2	3	4	5
8	Механические свойства биоткани	Тензорезистор	Светодиоды**	Измерение силы натяжения ткани
9	Индикатор алкоголя	Полупроводник	Трехуровневая схема индикации	–
10	Измеритель температуры	Датчик TMP36GT9, темп.датчик инд. TO-92\AD	Стрелочный индикатор	макет
11	Сопротивление биоткани	Потенциометрическая постоянная тока	Стрелочный индикатор	Точки акупунктуры
12	Фонокардио-сигнал	Электретный микрофон	ЭВМ, оптронная развязка	Частотная модуляция
13	Механические свойства биоткани	Резистивный	Стрелочный индикатор	Сила натяжения ткани при хирургической операции
14	Термометр	Датчик DS18S20+ (DS1820), термометр, 0.5C, Ind, TO92\DS	Люминисцентный индикатор	макет
15	Сопротивление биоткани	Потенциометрическая переменная тока	ЭВМ, оптронная развязка	Реограф, частотная модуляция
16	Дыхание	Тензорезистор	Светодиоды	Индукция частоты дыхания
17	Измеритель влажности	Датчик НН-4000-001, НН-3610-001 датчик относит. влажности	Жидкокристаллический индикатор	макет
18	Пульс	Фотоэлемент	Светодиоды	Индикация ударов в минуту

* Используйте электронный вольтметр КР572ПВ5.

** Используйте электронный вольтметр К572ПВ2.

Список литературы

1. Виглеб Г. Датчики: Пер. с нем. - Мир, 1989.-196 с.
2. Викулин И.М., Викулина Л.Ф., Стафеев В.И. Гальваномагнитные приборы. - М.: Радио и связь, 1983. - 104 с.
3. Како Н., Яманэ Я. Датчики и микро-ЭВМ: Пер. с япон. - Л.: Энергоатомиздат, Ленингр. отд-ние, 1986. - 120 с.
4. Кассим Кабус Д.А. Проектирование измерительных преобразователей для систем мониторинга, диагностики и управления: учеб. пособие/ К.Д.А. Кабус, С.А. Филист, О.В. Шаталова; Юго-Зап. Гос. Ун-т, Курск, 2013. – 303 с.
5. Ладик А.И., Сташкевич А.И. Изделия электронной техники. Знакосинтезирующие индикаторы: Справочник. - М.: Радио и связь, 1992. - 592 с
6. Левшина Е.С., Новицкая П.В. Электрические измерения физических величин: (Измерительные преобразователи). Учеб. пособие для вузов. - Л.: Энергоатомиздат. Ленинград. отделение, 1983.-320 с.
7. Можегов Н.А. Автоматические средства измерений объема, уровня и пористости материалов. - М.: Энергоатомиздат,1990. -120 с.
8. Резисторы, конденсаторы, трансформаторы, дроссели, коммутационные устройства РЭА: Справочник./Н.Н.Акимов, Е.П.Ващуков, В.А. Прохоренко, Ю.П.Ходоренок.- Мн.:Белорусь,1994.-591с.
9. 180 аналоговых микросхем: Справочник./Ю.А.Мячин. - Изд-во "Патриот", МП "Символ-Р" и редакция журнала "Радио", 1993.-152с.
10. Усатенко С.Т., Каченюк Т.К., Терехова М.В. Выполнение электрических схем по ЕСКД: Справочник. -М.: Издательство стандартов, 1989.-325с.
11. Федоренко В.А., Шонин А.Н. Справочник по машиностроительному черчению /Под ред. Г.Н. Поповой.-

Л.:Машиностроение, Ленинград. отделение, 1981.-416с.

12. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. пособие для вузов /А.Л.Барановский,

13. А.Н.Калиниченко, Л.А.Манило и др.; Под ред. А.Л.Барановского и А.П.Немирко. -М.: Радио и связь, 1993.-248 с.

14.ГОСТ 12.2.025-76. Изделия медицинской техники. Электробезопасность.

15.Сопряжение датчиков и устройств ввода данных с компьютерами IBM PC: Пер. с англ./Под ред. У.Томпкинса, Дж.Уэбстера. -М.: Мир,1992.-592 с.

16.Фолкенберри Л. Применение операционных усилителей и линейных ИС; Пер. с англ.- М.;Мир,1985.-572 с.

17.Сидоров И.Н. Устройства электропитания РЭА: Справочник. М.: Радио и связь,1991.-472 с.