

Я. Т. ЗАГОРСКИЙ,
В. К. ЗАЙЦЕВ, Д. Г. ЛЕВЧЕНКО, В. М. НОСОВ
(Новосибирск)

ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ ТРАНЗИСТОРНЫХ УСИЛИТЕЛЕЙ БИОПЕНЦИАЛОВ

В настоящее время одним из направлений при микроэлектродных исследованиях является изучение роли и функционального значения отдельных нейронов. При этом для исследования биопотенциалов требуются усилители со специфическими параметрами, определяемыми физической характеристикой микроэлектрода, в частности его сопротивлением и емкостью, и биоэлектрических потенциалов, подлежащих регистрации,— их амплитудой и длительностью.

Сопротивление микроэлектродов, как правило, весьма велико и составляет единицы, десятки и даже сотни мегом при собственной емкости микроэлектродов в единицы — десятки пикофарад.

Биопотенциалы нервной клетки содержат различные компоненты: постоянное напряжение (мембранный потенциал), медленно меняющееся напряжение (следовые потенциалы) и импульсное напряжение (потенциал действия). Мембранный потенциал обусловлен различной концентрацией ионов калия и натрия внутри и снаружи клетки и имеет величину порядка 50—70 мв. Потенциал действия возникает в ответ на возбуждение нейрона, при котором резко изменяется концентрация ионов натрия внутри клетки и по нерву распространяется электрический импульс. Время нарастания импульса порядка 1 мсек, а время спада достигает 2 мсек. Потенциал действия доходит до 100 мв. После возникновения электрического импульса действия появляется следовый потенциал, который характеризует восстановительные процессы в нерве. Амплитуда следовых потенциалов мала и составляет несколько процентов от амплитуды пика. Длительность же велика по сравнению с длительностью пика и достигает сотен-тысяч миллисекунд. Восстановительные процессы неустойчивы и изменяются в широких пределах, поэтому и параметры следовых потенциалов переменны во времени.

На основании приведенных кратких сведений о регистрируемом сигнале можно сформулировать требования, которым должна отвечать усилительная аппаратура.

1. Входное сопротивление усилителя должно превышать сопротивление микроэлектрода примерно на два порядка (10^8 — 10^{10} ом) для того, чтобы амплитудные искажения исследуемого сигнала не превышали единиц процентов.

2. Во избежание искажений усилителем переднего фронта потенциалов действия его входная емкость должна быть достаточно малой (единицы пикофарад) по сравнению с собственной емкостью микроэлектрода. Емкость микроэлектрода зависит от его типа и может значительно изменяться в зависимости от того, с какого участка живой ткани ведется регистрация [1]. Требование точного воспроизведения фронта и амплитуды импульсов при использовании тонких капиллярных микроэлектродов обуславливает необходимость применения специальных мер коррекции искажений, вносимых входной емкостью усилителя и самим электродом [1].

3. Для усиления слабых сигналов необходимо обеспечить достаточно малый уровень собственных шумов усилителя (порядка единиц микровольт) в полосе частот от долей герца до нескольких десятков килогерц. Кроме усиления слабых переменных напряжений (единицы-десятки микровольт), возникает необходимость обнаружения постоянных напряжений (мембранных потенциалов), составляющих десятки милливольт.

4. Наряду с сигналами малого уровня на вход усилителя могут поступать короткие импульсы большой величины, связанные с артефактом от раздражающего стимула. С учетом этого усилитель должен обеспечивать малое время переходных процессов.

Как показали исследования, наиболее успешно можно удовлетворить приведенным выше требованиям, если усилитель биопотенциалов выполнить из двух частей: входного согласующего устройства и усилителя.

Основные функции входного устройства состоят в следующем:

1) в обеспечении высокого входного сопротивления $10^8 - 10^{10}$ ом для согласования с источником сигнала (микроэлектродом) и низкого выходного сопротивления (десятки ом) для согласования с низким входным импедансом последующего транзисторного усилителя (при этом необходим достаточно малый шум — порядка единиц микровольт в полосе частот 0,1—20000 гц);

2) в создании хорошей помехозащищенности входных цепей при сохранении малой емкости входа.

Создание малогабаритных усилителей на транзисторах высокого качества встречает ряд трудностей, обусловленных необходимостью получения высокой чувствительности в широком диапазоне частот и высоким внутренним сопротивлением источников биопотенциалов. Недостатком схем на транзисторах является зависимость уровня шума транзистора от величины сопротивления источника сигналов. Одним из способов устранения указанного недостатка является выполнение входных устройств по гибридным схемам, состоящим из электрометрической лампы или полевого транзистора на входе и обычных транзисторов. Необходим оптимальный выбор номиналов деталей схемы и режимов усилительных элементов для получения минимального шума на входе. Для увеличения входного и уменьшения выходного сопротивлений, а также для осуществления компенсации паразитных емкостей входное устройство необходимо охватывать глубокой обратной связью, близкой к 100% [2].

Для защиты входных цепей от внешних помех (наводок) широко применяется симметрирование входных цепей. Однако при этом усложняется схема (удваивается число активных элементов) увеличивается входная емкость и в то же время зачастую не удается получить полной компенсации помех из-за неидентичности внутренних сопротивлений источников сигналов.

Другой известный путь: применение двойной экранировки входного кабеля, который позволяет избавиться от внешних помех и снизить входную емкость до единиц пикофард, однако при этом емкость микроэлектрода не компенсируется. Для снижения искажений, вносимых емкостью микроэлектрода, используют коррекцию частотной характеристики усилителя.

Существует несколько способов коррекции искажений, возникающих вследствие большой постоянной времени входной цепи. В настоящее время наибольшее распространение имеет способ нейтрализации или отрицательной емкости, заключающейся в использовании положительной обратной связи по высоким частотам на входе усилителя [3]. Этот способ позволяет принципиально свести суммарную входную емкость к нулю, однако приводит к неустойчивости усилителя.

Основной усилитель должен: 1) обеспечивать достаточно устойчивое и большое усиление в заданном частотном диапазоне при согласовании с регистратором; 2) обладать нечувствительностью к перегрузкам, которые могут превышать усиливаемый сигнал на 60 дБ и более; 3) выполнять первичную линейную обработку смеси сигналов и помех.

Построение усилителей с требуемым коэффициентом усиления (порядка 10^4) решается довольно просто путем выбора необходимого количества усилительных ячеек. Главная трудность заключается в том, что при подаче на вход больших сигналов усилитель выходит из линейного режима, а наличие разделительных емкостей приводит к длительным переходным процессам (до 20 мин). Поэтому при усилении инфранизкочастотных сигналов либо используют усилители постоянного тока, но при этом не удается получить высокой чувствительности из-за дрейфа нуля, либо применяют ряд ячеек — усилителей постоянного тока, разделенных одной-двумя емкостями.

Первичная обработка смеси сигналов и помех ставит своей целью улучшение отношения сигнал/шум. Эта обработка состоит в изменении полосы пропускания со стороны верхних и нижних частот, компенсации частотных искажений, вызванных входными цепями, выделении усиленного сигнала путем суммирования его по нескольким каналам и, наконец, компенсации синфазных помех, возникающих как вне (наводки), так и внутри объекта исследования [4].

При микрофизиологических исследованиях часто появляется необходимость периодически определять величину импеданса микроэлектрода. Измерение полного сопротивления на переменном токе можно осуществить, используя усилитель биопотенциалов [5]. В этом случае измерение сопротивления микроэлектродов может быть выполнено как до опыта (для контроля качества его изготовления), так и во время опыта, когда микроэлектрод введен в ткань. Последнее позволяет определить степень искажения импульсов и произвести коррекцию частотной характеристики усилителя.

До настоящего времени усилители биопотенциалов выполнялись на электронных лампах. Однако применение транзисторов в подобных усилителях имеет ряд несомненных преимуществ. Во-первых, вследствие автономности питания уменьшается уровень помех, что особенно важно при работе в экранированных камерах; во-вторых, обеспечивается возможность работы в полевых условиях и, наконец, значительно сокращаются габариты, вес и потребляемая мощность, особенно в случае многоканального усилителя.

В ИАЭ СО АН СССР разработан и испытан одноканальный усилитель биопотенциалов на транзисторах, пригодный для внеклеточной регистрации сигналов.

Принципиальная схема усилителя приведена на рис. 1. Она включает входное устройство, состоящее из повторителя напряжения (J, T_1, T_2), переключателя пределов усиления (Π_{3a}) и фильтра высоких частот (Π_4); усилитель ($T_3 - T_{12}$), включающий фильтр нижних частот (Π_5); индикаторное устройство, содержащее эмиттерный повторитель (T_{13}), детектор ($D_9 - D_{13}$) и стрелочный прибор; вспомогательные устройства, к которым относятся генератор прямоугольных импульсов (T_{14}, T_{15}), переключатель калибровочного напряжения ($\Pi_{3в}$), переключатель добавочных сопротивлений (Π_2) и корректирующей цепи (R_{78}, R_{96}, D_{17}).

Входное устройство представляет собой трехкаскадный усилитель с последовательной ООС по напряжению. Первый каскад выполнен на электровакуумном триоде низковольтной серии по схеме с общим катодом, во втором и третьем каскадах использованы малощумящие транзисторы типа П28 или П27А. С целью устранения шунтирующего действия цепь ООС подключена к усилителю (T_1) через эмиттерный повторитель (T_2). Изменением сопротивления R_{34} можно установить коэффициент передачи равным 1.

При наличии входного кабеля для устранения влияния его емкости на величину входного импеданса применен известный способ двойной экранировки кабеля с подачей на внутренний экран напряжения с выхода схемы [5]. При этом эффективная входная емкость будет равна

$$C_s \approx (1 - K) (C_s + C_{гк}) + C_{га} (1 + K_d) + C_e + C_m,$$

где C_s — емкость между центральной жилой и внутренней оплеткой кабеля; K — коэффициент передачи входного устройства; K_d — коэффициент усиления лампового каскада; $C_{гк}$ и $C_{га}$ — межэлектродные емкости лампы; C_e — емкость микроэлектродов и C_m — монтажная емкость. Если $K=1$, то $C_s = C_{га} (1 + K_d) + C_e + C_m$.

Дальнейшее уменьшение влияния входной емкости осуществляется высокочастотной коррекцией частотной характеристики с помощью частотнозависимой ООС в последующих каскадах.

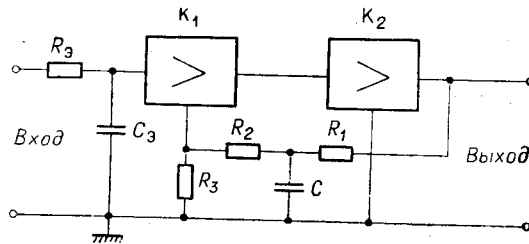


Рис. 2.

Остановимся несколько подробнее на этом вопросе и рассмотрим схему, приведенную на рис. 2.

Эта схема представляет собой двухкаскадный усилитель с частотнозависимой ООС (R_1, R_2, R_3 и C). Полагая для простоты, что коэффициенты усиления K_1 и

K_2 вещественны в области верхних частот рабочего диапазона (что нетрудно осуществить в полосе частот до нескольких десятков килогерц), запишем выражение для коэффициента усиления всей схемы в комплексной форме

$$K_k = K_s \frac{K_1 K_2}{1 + \beta K_1 K_2} = K_s \frac{1}{\frac{1}{K_1 K_2} + \beta}, \quad (1)$$

где

$$\beta = \frac{1}{1 + j\omega C R_1} \frac{R_3}{R_1 + R_2 + R_3}; \quad (2)$$

$$K_3 = \frac{1}{1 + j\omega C_3 R_3}, \quad (3)$$

где R_3 — распределенное сопротивление микроэлектрода. Введем обозначения:

$$\frac{R_3}{R_1 + R_2 + R_3} = \beta_0; \quad C R_1 = \tau_1; \quad C_3 R_3 = \tau_3; \quad \frac{1}{K_1 K_2} = \delta.$$

Подставим значения β и K_3 в формулу для коэффициента усиления

$$K_k = \frac{1}{1 + j\omega \tau_3} \frac{1}{\beta_0 + \frac{1}{1 + j\omega \tau_1}} = \frac{1 + j\omega \tau_1}{1 + j\omega \tau_3} \frac{1}{\beta_0 + \delta + j\omega \tau_1 \delta}. \quad (4)$$

Если $\tau_1 = \tau_3$, то выражение значительно упрощается:

$$K_k = \frac{1}{\beta_0 + \delta + j\omega \tau_1 \delta}. \quad (5)$$

При этом фазовая характеристика усилителя равна

$$\psi_k = -\operatorname{arctg} \omega \tau_1 \frac{\delta}{\beta_0 + \delta}, \quad (6)$$

а модуль коэффициента усиления

$$|K_k| = \frac{1}{\sqrt{(\beta_0 + \delta)^2 + (\omega \tau_1 \delta)^2}}. \quad (7)$$

Когда $\omega \tau_1 \delta \ll \beta_0 + \delta$, получим обычную формулу для коэффициента усиления на средних частотах

$$K_0 = \frac{1}{\beta_0 + \delta}. \quad (8)$$

Относительная погрешность коэффициента усиления скорректированного усилителя составляет

$$\begin{aligned} \delta K_k = \frac{K_0 - K_k}{K_0} &= \frac{1}{\beta_0 + \delta} - \frac{1}{\sqrt{(\beta_0 + \delta)^2 + (\omega \tau_1 \delta)^2}} = \\ &= \frac{1}{\beta_0 + \delta} \left(1 - \frac{1}{\sqrt{1 + (\omega \tau_1)^2 \left(\frac{\delta}{\beta_0 + \delta} \right)^2}} \right). \end{aligned} \quad (9)$$

Пусть $C=0$, т. е. усилитель не имеет коррекции; тогда

$$K = K_3 \frac{K_1 K_2}{1 + K_1 K_2 \beta_0} = \frac{1}{1 + j\omega \tau_3} \frac{1}{\beta_0 + \frac{1}{K_1 K_2}} = \frac{1}{(\beta_0 + \delta)(1 + j\omega \tau_3)}. \quad (10)$$

Найдем фазовый сдвиг

$$\psi = -\operatorname{arctg} \omega \tau_3. \quad (11)$$

и модуль коэффициента усиления

$$|K| = \frac{1}{(\beta_0 + \delta) \sqrt{1 + (\omega \tau_3)^2}}. \quad (12)$$

Относительная погрешность коэффициента усиления некорректированного усилителя описывается соотношением

$$\begin{aligned} \delta K &= \frac{K_0 - K}{K_0} = \frac{1}{\beta_0 + \delta} - \frac{1}{(\beta_0 + \delta) \sqrt{1 + (\omega \tau_3)^2}} \\ &= 1 - \frac{1}{\sqrt{1 + (\omega \tau_3)^2}} \end{aligned} \quad (13)$$

Сравнивая выражения фазового сдвига и относительной погрешности скорректированного и некорректированного усилителей с учетом ранее сделанного допущения ($\tau_1 = \tau_3$), можно заметить, что τ_3 в усилителе с коррекцией в $\frac{\delta}{\beta_0 + \delta}$ раз меньше, чем в том же усилителе, но без коррекции. Поэтому качество компенсации влияния входной емкости (C_3) на частотную характеристику усилителя тем выше, чем больше его коэффициент усиления в петле отрицательной обратной связи. Так, например, при $\tau_3 = \tau_1 = 0,1 \cdot 10^{-3}$ сек, $\omega = 6,28 \cdot 10^3$ пер/сек, $K_1 K_2 = 500$, $\delta = 2 \cdot 10^{-3}$, $\beta_0 = 7 \cdot 10^{-3}$, $\omega \tau_3 = 0,628$ частотные и фазовые искажения усилителя без коррекции равны:

$$\delta K = 1 - \frac{1}{\sqrt{1 + 0,628^2}} = 0,168; \quad \psi = -\arctg 0,628 = -32^\circ 10'$$

частотные и фазовые искажения скорректированного усилителя

$$\begin{aligned} \delta K_k &= 1 - \frac{1}{\sqrt{1 + 0,628^2 \frac{2 \cdot 10^{-3}}{(2+7) \cdot 10^{-3}}}} = 0,011, \\ \psi_k &= -\arctg 0,628 \frac{2 \cdot 10^{-3}}{9 \cdot 10^{-3}} = -8^\circ. \end{aligned}$$

Из приведенного примера видно, что под влиянием корректирующей цепи неравномерность частотной характеристики уменьшена в 15 раз, а фазовые искажения — в 4 раза.

Для усилителей с небольшой глубиной ООС и малым коэффициентом усиления необходимо находить более точные соотношения между τ_1 и τ_3 , задаваясь допустимыми частотными и фазовыми искажениями.

Кроме того, для упрощения анализа мы заменили импеданс источника сигналов обычной интегрирующей цепью. На самом деле электрическая эквивалентная схема микроэлектрода представляется более сложной схемой [1], которая различна для разных типов микроэлектродов (жидкостных, металлических и др.), а также может значительно изменяться в зависимости от того, с какого участка живой ткани предполагается вести регистрацию (внеклеточную, внутриклеточную и т. д.). При этом корректирующие цепи также усложняются.

Вернемся к описанию принципиальной схемы усилителя биопотенциалов. На выходе входного устройства установлен переключатель пределов усиления (Π_{2a}) и фильтр верхних частот (Π_4), выполненный в виде дифференцирующей RC-цепи. В качестве сопротивления R используется входное сопротивление аттенюатора переключателя пределов, а с помощью емкостей $C_{19} - C_{25}$ изменяется постоянная времени дифференцирования. Граничные частоты соответствуют положениям переключателя (Π_4): 0,5, 2, 5, 20, 30, 50, 80 гц.

Усилитель состоит из входного эмиттерного повторителя, двух транзисторных каскадов предварительного усиления и двух каскадов оконечного усилителя постоянного тока. Связь предварительного усилителя с оконечным осуществляется с помощью разделительного конденсатора C_6 и полупроводникового диода D_9 .

Эмиттерный повторитель собран на малошумящем транзисторе типа П28 (T_3) с компенсацией шунтирующего действия резисторов смещения и служит для уменьшения погрешности при переключении пределов усиления. Через емкость C_5 подается напряжение компенсации на входной делитель (резисторы R_{36} , R_{38} , R_{39} , R_{100} и термосопротивление R_{37}).

Предварительный усилитель собран на транзисторах типа П16Б (T_4 — T_7) с непосредственной связью между каскадами. Для согласования по напряжению между каскадами используются эмиттерные повторители (T_5 , T_7) и кремниевые диоды типа Д101 (D_1 , D_2 , D_3). Для стабилизации режима оба каскада охвачены ООС по постоянному току (R_{42} , R_{43} и R_{49}). Емкость C_7 устраняет ООС по переменному току. Термистор R_{37} включен для автоматического уменьшения напряжения смещения базы транзистора T_3 при повышении температуры. Для стабилизации коэффициента усиления вводится последовательная ООС по переменному напряжению с помощью резисторов R_{79} и R_{42} .

Оконечный усилитель собран на транзисторах П16Б (T_8 , T_9 , T_{10} , T_{11} , T_{12}) и полностью повторяет схему предварительного усилителя. Единственным отличием ее является то, что для коррекции влияния входной емкости усилителя и емкости микроэлектрода (C_e) на частотную характеристику вводится частотнозависимая ООС по переменному напряжению (R_{78} , R_{77} и D_{17}). Диод D_{17} используется как емкость Т-образного фильтра нижних частот в цепи ООС. При изменении напряжения смещения диода от 0 до 10в, которое регулируется потенциометром R_{82} , емкость диода изменяется соответственно от 1440 до 450 пф.

Глубина обратной связи на средних частотах выбирается одинаковой для обеих подсхем и составляет 5,6. Общий коэффициент усиления усилителя равен $7 \cdot 10^3$.

Параллельно конденсатору C_6 подключается точечный германиевый диод типа Д9, выполняющий роль электронного ключа. При работе усилителя в линейном режиме разность потенциалов на диоде устанавливается близкой к нулю потенциометром R_{39} и контролируется индикатором, который подключается ключом K_2 через эмиттерный повторитель (T_{13}) к полюсам диода. При нулевом смещении диод имеет большое сопротивление и связь между ячейками усилителя емкостная. При переключении усилитель переходит в нелинейную область работы, создавая током базы транзистора (T_8) положительный потенциал на обкладке конденсатора C_6 , подключенной к аноду диода. Сопротивление диода падает и значительно уменьшает время разряда конденсатора C_6 . После прекращения действия переключочного напряжения работоспособность усилителя восстанавливается за 1,5—3 сек.

В цепь коллектора транзистора (T_{10}) переключателем P_5 подключается фильтр нижних частот, состоящий из конденсаторов C_{12} — C_{18} и резистора нагрузки R_{63} . Граничные частоты соответствуют положениям переключателя: 0,1, 0,5, 2, 50, 10, 20, 50 кГц.

Генератор калибровочного напряжения представляет собой мультивибратор, выполненный на транзисторах типа П16Б (T_{14} , T_{15}) [6]. Частота генерирования 160 Гц, длительность импульсов $3,8 \cdot 10^{-3}$ сек. Деление сигнала калибровки осуществляется аттенуатором R_{12} — R_{24} .

С помощью переключателя $\Pi_{ав}$ устанавливаются следующие значения пикового значения сигналов калибровки: 100, 300 *мкв* и 1, 3, 10, 30, 100, 300, 1000 *мв*.

Для измерения импеданса микроэлектрода используется тот же генератор прямоугольных импульсов. Род работы усилителя устанавливается переключателем Π_1 . В положение переключателя «измерение Z_e » генератор подключается к усилителю через резисторы ($R_1 - R_{11}$), величины сопротивлений которых изменяются в зависимости от позиционного положения переключателя Π_2 . С помощью ключа K_1 ко входу усилителя подключается микроэлектрод, образующий делитель напряжения ($R_{доб}$ и R_e). Сопротивление электрода, погруженного в проводящую среду, определяется путем сравнения его с известным $R_{доб}$, включенным в ту же цепь. В этом случае

$$R_e = \frac{U_1}{U_0 - U_1} R_{доб},$$

где U_0 и U_1 — показания прибора соответственно без делителя и с подключенным делителем напряжения.

Определение реактивной составляющей импеданса микроэлектрода осуществляется при использовании осциллографа с калибровочными метками. С помощью ручки «коррекция» компенсируются искажения фронтов прямоугольных импульсов.

Технические характеристики усилителя биопотенциалов: пределы усиления и калибровки 0,1; 0,3; 1; 3; 10; 30; 100; 300; 1000 *мв*; коэффициент усиления по напряжению $7 \cdot 10^3$; сопротивление входа $420 \cdot 10^6$ *ом*; эквивалентная емкость входа 8 *пф*; уровень шума в полосе частот 0,5—10 000 *гц* — 8 *мкв эфф*; полоса частот на уровне 3 *дб* — 0,5 *гц* — 50 *кгц*; время восстановления работоспособности 1,5—3 *сек*; нестабильность коэффициента усиления в диапазоне $+(25-30)^\circ\text{C}$ не более 10%.

ЛИТЕРАТУРА

1. Р. М. Мещерский. Методика микроэлектродного исследования. М., Медгиз, 1960.
2. В. К. Зайцев, Д. Г. Левченко, В. М. Носов. О принципах построения входных устройств транзисторных усилителей биопотенциалов.— Тезисы докладов VIII Всесоюзной конференции по автоматическому контролю и методам электрических измерений. Новосибирск, 1966.
3. Д. Н. Меницкий. Расчет схем коррекции для микроэлектродных усилителей.— Биологическая и медицинская электроника, вып. 1. М., ГОСИНТИ, 1963.
4. В. К. Зайцев, Я. Т. Загорский, Д. Г. Левченко, В. М. Носов. Транзисторный усилитель биопотенциалов.— II Всесоюзное научно-техническое совещание по измерительной усилительной технике. Тезисы. Л., 1967.
5. П. Дональдсон. Электрические приборы в биологии и медицине. М., Изд-во иностр. лит., 1963.
6. Радио, 1967, № 6.

Поступила в редакцию
26 декабря 1967 г.