



БИОПОТЕНЦИАЛЬНЫЕ ДАТЧИКИ И УСИЛИТЕЛИ В МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ

Швец Аркадий Александрович

студент 4-го курса, направление «Медицинская физика»

Орлов Алексей Вениаминович

доцент, кандидат технических наук

Стерлитамакский филиал Уфимского Университета Науки и Технологии Россия,
г. Стерлитамак

Аннотация. Рассмотрены физические основы регистрации биопотенциалов, устройство электродов и принципы построения усилительных каскадов для медико-биологических приложений. Проанализированы требования к входным параметрам, методы повышения помехоустойчивости и обеспечения электробезопасности.

Ключевые слова: биопотенциалы, электроды, инструментальный усилитель, электрокардиография, электромиография, синфазная помеха, гальваническая развязка.

BIOPOTENTIAL SENSORS AND AMPLIFIERS IN MEDICAL DIAGNOSTICS

Shvets Arkady Aleksandrovich

4th year student, direction of Medical Physics

Orlov Alexey Veniaminovich

associate professor, candidate of technical sciences

Sterlitamak branch of the Ufa University of Science and Technology Russia, Sterlitamak

Abstract. The physical foundations of biopotential registration, the design of electrodes, and the principles of constructing amplifier stages for biomedical applications are considered. Requirements for input parameters, methods for improving noise immunity, and ensuring electrical safety are analyzed.

Keywords: biopotentials, electrodes, instrumentation amplifier, electrocardiography, electromyography, common-mode interference, galvanic isolation.

Регистрация биопотенциалов — электрических сигналов, генерируемых возбудимыми тканями (сердцем, скелетными мышцами, нейронами), — составляет основу функциональной диагностики. Электрокардиография (ЭКГ), электроэнцефалография (ЭЭГ), электромиография (ЭМГ) и другие методы требуют высококачественного съема и усиления сигналов, амплитуда которых варьируется от единиц микровольт (ЭЭГ) до нескольких милливольт (ЭКГ, ЭМГ). Ключевыми элементами измерительного тракта являются биопотенциальные датчики

(электроды) и усилители, обеспечивающие преобразование слабых электрических сигналов в форму, пригодную для цифровой обработки и анализа.

Биопотенциальные датчики и усилители

Регистрация биопотенциалов (ЭКГ, ЭЭГ, ЭМГ) составляет основу функциональной диагностики. Амплитуда сигналов варьируется от единиц микровольт (ЭЭГ) до нескольких милливольт (ЭКГ, ЭМГ). Ключевые элементы измерительного тракта — электроды и усилители.

Биопотенциальные датчики (электроды)

Электроды обеспечивают переход от ионной проводимости тканей к электронной проводимости аппаратуры. Основные типы:

- **Поверхностные** (Ag/AgCl) — стандарт для ЭКГ и ЭЭГ благодаря низкому потенциалу поляризации.
- **Игольчатые** — для локального отведения сигналов (ЭМГ, нейрофизиология).
- **Емкостные** — перспективны для длительного мониторинга, но требуют высокого входного импеданса.

Качество регистрации определяется электродным импедансом $Z_{\text{э}}Z_{\text{э}}$. На низких частотах (0,5–100 Гц) он может достигать десятков килоом, что требует от усилителя высокого входного сопротивления ($R_{\text{вх}} \gg Z_{\text{э}} R_{\text{вх}} \gg Z_{\text{э}}$) для минимизации потерь сигнала.

Усилители биопотенциалов

Основные требования:

- высокое входное сопротивление ($\geq 10 \geq 10 \text{ МОм}$);
- высокий коэффициент ослабления синфазного сигнала ($\text{CMRR} \geq 80\text{--}100 \text{ дБ}$);
- низкий уровень шумов;
- гальваническая развязка для электробезопасности.

Современные усилители строятся на базе **инструментальных усилителей (INA)**. Выходное напряжение такой схемы:

$$U_{\text{вых}} = \left(1 + \frac{2R_1}{R_r}\right) * \frac{R_3}{R_2} * (U_{\text{вх1}} - U_{\text{вх2}})$$

где R_r — резистор настройки коэффициента усиления.

Ключевая проблема — подавление синфазной помехи 50 Гц. Эффективность подавления характеризуется коэффициентом ослабления синфазного сигнала:

$$\text{CMRR} = 20 \log_{10} \left(\frac{A_d}{A_c} \right)$$

где A_d — дифференциальный коэффициент усиления, A_c — синфазный коэффициент усиления.

Методы подавления: схема «правой ноги» (RLD), экранирование, цифровая фильтрация.

Электробезопасность

Согласно стандарту IEC 60601, усилители для работы с сердцем (тип CF) должны иметь ток утечки не более 10 мкА. Гальваническая развязка реализуется изолированными усилителями, трансформаторами или оптронами.

Перспективы развития

Основные направления: сухие электроды без геля, интеграция в носимые устройства, использование 24-битных АЦП и программируемых усилителей (PGA) для гибкой настройки под разные типы биопотенциалов.

Характеристики основных биоэлектрических сигналов

Каждый вид биоэлектрической активности характеризуется специфическим диапазоном амплитуд и частот, что определяет требования к измерительному тракту. Электрокардиограмма (ЭКГ) имеет амплитуду 0,5–5 мВ и полосу частот 0,05–150 Гц; данный сигнал отличается хорошим соотношением сигнал/шум и является наиболее освоенным с инженерной точки зрения. Электроэнцефалограмма (ЭЭГ) представляет значительно большую сложность: амплитуда составляет лишь 5–300 мкВ, полоса частот — 0,5–100 Гц, а пространственное разрешение ограничено проводимостью тканей черепа. Электромиограмма (ЭМГ) при поверхностном отведении даёт сигнал 0,1–5 мВ в диапазоне 10–2000 Гц; при игольчатом отведении амплитуда потенциалов двигательных единиц достигает 1–10 мВ, а полоса расширяется до 5000 Гц. Электроретинограмма (ЭРГ) и потенциалы улитки (электрокохлеограмма) требуют усиления сигналов менее 1 мкВ, что предъявляет исключительно высокие требования к шумовым характеристикам входного каскада.

Принципиальной особенностью биоэлектрических сигналов является их нестационарность: амплитуда и спектральный состав меняются в зависимости от физиологического состояния пациента, степени физической нагрузки и качества электродного контакта. Это требует от аналогового тракта широкого динамического диапазона — не менее 80 дБ — и устойчивости к медленным дрейфовым составляющим, обусловленным поляризацией электродов и движениями пациента.

Электродно-тканевый интерфейс и модели импеданса

Граница раздела металл–электролит описывается эквивалентной схемой, включающей ёмкость двойного электрического слоя C_{dl} , фарадеевское сопротивление R_f и потенциал полуэлемента E_x . Для электродов Ag/AgCl потенциал полуэлемента составляет +0,222 В относительно стандартного водородного электрода, а флуктуации этого потенциала (шум электрода) минимальны по сравнению с другими материалами, что и обуславливает их широкое применение в клинической практике. Ёмкость двойного слоя для типичного гелевого электрода

с площадью 1 см^2 составляет $10\text{--}100 \text{ нФ}$, что в сочетании с фарадеевским сопротивлением формирует полосовую характеристику с нижней граничной частотой порядка $0,05\text{--}0,1 \text{ Гц}$ — в полном соответствии с требованиями стандартов ЭКГ.

Несимметрия импедансов двух измерительных электродов приводит к частичному преобразованию синфазной помехи в дифференциальный сигнал. Если импедансы электродов Z_{e1} и Z_{e2} различаются на величину ΔZ , а усилитель имеет конечное входное сопротивление $R_{вх}$, то добавочная составляющая помехи на выходе пропорциональна $\Delta Z/R_{вх}$. Именно поэтому снижение электродного импеданса (в идеале ниже 5 кОм на частоте 10 Гц) является обязательным условием высококачественной записи ЭЭГ и ЭМГ.

Практические схемотехнические решения

Для подавления синфазной помехи используется схема Right Leg Drive (RLD), которая подает инвертированный синфазный сигнал на тело пациента через опорный электрод, обеспечивая CMRR до 120 дБ .

Защиту от дефибрилляции и электрохирургических помех реализуют с помощью диодных ограничителей и токоограничивающих резисторов ($10\text{--}100 \text{ кОм}$) на входах инструментального усилителя. Восстановление прибора после разряда — не более 5 секунд (IEC 60601-2-27).

Современные интегральные усилители (INA128, AD8221) и медицинские АЦП (серия ADS129х) объединяют дифференциальный вход, фильтрацию, $16\text{--}24\text{-битное}$ преобразование и подавление сетевых помех, упрощая разработку портативных устройств.

Перспективно использование текстильных и гибких электродов из проводящих полимеров и нанотрубок для стабильного контакта при движении. Для обработки сигналов в условиях активного движения применяются алгоритмы адаптивной фильтрации и слепого разделения источников (ICA).

Заключение

Качество регистрации биопотенциалов определяется совокупностью факторов: электрохимическими свойствами электродов и стабильностью их контакта с кожей, архитектурой усилительного тракта и значением CMRR, эффективностью подавления синфазных и дифференциальных помех, а также строгим соблюдением требований электробезопасности согласно стандарту IEC 60601. Современная тенденция развития отрасли направлена на интеграцию всех перечисленных функций в единый малогабаритный модуль, пригодный для встраивания в носимые и имплантируемые устройства. Применение специализированных интегральных схем, цифровой обработки сигналов и методов машинного обучения для анализа биоэлектрической активности открывает новые возможности для ранней диагностики сердечно-сосудистых и неврологических заболеваний, реализации интерфейсов мозг–компьютер и систем нейромодуляции. Дальнейший прогресс в области биопотенциальных



датчиков и усилителей будет определяться успехами материаловедения, микроэлектроники и цифровых методов обработки сигналов.

Список литературы:

1. Немирко А.П., Мануйлова Е.Н. Медицинская электроника: основы биотелеметрии и биопотенциалов. — М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2018.
2. Webster J.G. Medical Instrumentation: Application and Design. — 5th ed. — Wiley, 2020.
3. IEC 60601-1: Medical electrical equipment — Part 1: General requirements for basic safety and essential performance. — Geneva, 2020.
4. Pallas-Areny R., Webster J.G. Sensors and Signal Conditioning. — 2nd ed. — Wiley-Interscience, 2001.
5. Гуров И.П. Электронные измерения: усилители, фильтры, АЦП. — СПб.: ИТМО, 2019.
6. IEC 60601-2-27: Medical electrical equipment — Part 2-27: Particular requirements for the basic safety and essential performance of electrocardiographic monitoring equipment. — Geneva, 2011.