

**Основи побудови та застосування БМА**

**Методи реєстрації  
біомедичних сигналів**

## Метод реєстрації біомедичних сигналів

**Біоелектричні явища в організмі вивчають як на рівні однієї клітини чи групи клітин, так і на рівнях окремих органів чи функціональних систем.**

Коли мова йде про клітинний рівень чи групу клітин, то для цього створено спеціальні методи мікроелектродних досліджень. Основні складнощі виконання таких досліджень мають технологічний характер: складність створення мікроелектродів з контрольованою формою контактної поверхні та методи контролю положення цих електродів у досліджуваному органі.

Електричні процеси в органах чи функціональних системах стали найпоширенішими у діагностичних задачах клінічної практики.

Основними такими методами стали:

**електрокардіографія (ЕКГ)** – метод реєстрації контактним способом біопотенціалів, які виникають на різних ділянках поверхні тіла чи всередині нього, за рахунок електричних процесів, які протікають у серці;

**електроенцефалографія (ЕЕГ)** – метод реєстрації контактним способом на поверхні голови різниці потенціалів, яка характеризує біоелектричну активність різних ділянок мозку;

**електроміографія (ЕМГ)** – метод реєстрації контактним способом різниці потенціалів і електричного поля на поверхні м'яза (інтерференційна ЕМГ) чи всередині нього (локальна ЕМГ);

## Метод реєстрації біомедичних сигналів

**шкірно-гальванічна реакція (рефлекс) (ШГР)** – метод реєстрації контактним способом різниці потенціалів на шкірному покриві тіла, яка виникає внаслідок подразнення та є проявом збудження вегетативної нервової системи;

**електроокулографія (ЕОГ)** – метод реєстрації змін біопотенціалів, обумовлених рухом очного яблука.

*Невід'ємною частиною медичних апаратів для знімання електричних потенціалів є електроди. Вони виконують роль контакту між біооб'єктами та вхідним електричним колом цього апарату.* Конструкції вони бувають самих різноманітних, а визначаються ці конструкції задачами, методами та точністю дослідження біоелектричних процесів. Зв'язок між зареєстрованим електричним сигналом та станом досліджуваного органу чи системи встановлюють, опираючись на наявні уявлення щодо природи виникнення та поширення цих біопотенціалів.

## Метод реєстрації біомедичних сигналів

Наприклад, ЕКГ відображає біоелектрогенез серця, а дослідник реєструє сумарні потенціали дії міокарда (серцевого м'яза). Шлях поширення збудження по серцю відображається власне у формі електрокардіограми. Її ж реєструють при відведенні потенціалів з поверхні тіла, тобто на значній відстані від серця. При цьому кожному розташуванню електродів на поверхні тіла відповідає своя форма та амплітуда сигналів. З метою стандартизації результатів в електрокардіографії вводять загальновідомі стандартні системи відведень.

Під час знімання біоелектричних потенціалів за допомогою поверхневих електродів доводиться враховувати як наявність, так і нестабільність перехідного опору системи «шкіра – електроліт – електрод». Значення цього опору (під час тривалих досліджень його значення може змінюватись у межах  $10^3 - 10^6$  (!) Ом) буде визначати мінімально допустиме значення вхідного опору підсилювача біопотенціалів.

Власне компонента «електроліт» у системі «шкіра – електроліт – електрод» і покликана мінімізувати перехідний опір, який утворюється між поверхнею шкіри та електродом. У найпростішому випадку це шматочок марлі, змочений фізіологічним розчином.

## **Метод реєстрації біомедичних сигналів**

У решті випадків це спеціальна гелеподібна маса, якою покривають поверхню електрода або завчасно та закривають її плівкою (під час виробництва), яку знімають безпосередньо перед кріпленням електрода на поверхню шкіри (наприклад, одноразові електроди), або наносять на поверхню електрода у невеликій кількості безпосередньо перед дослідженням (багаторазові електроди).

**Біоелектричні сигнали, їхні основні електричні  
параметри**

## Основні електричні параметри біомедичних сигналів

У медицині та біології широко використовують різноманітні вимірювальні сигнали – електричні, магнітні, акустичні, світлові, оптичні.

**Розрізняйте сигнали, які *сформовано живим організмом*, і які використовують для вивчення його стану та діагностики, та *сигнали, сформовані апаратурно для впливу (подразнення, лікування, діагностики)* на ці організми.**

Біомедична апаратура використовує інформаційні сигнали синусоїдальної та імпульсної форми, випадкові та інші сигнали широкого діапазону частот (НЧ, ВЧ, НВЧ, НЗВЧ) та динамічного діапазону (напруга – у межах  $1 \cdot 10^{-6} \dots 1 \cdot 10^4$  В, потужність –  $10^{-12} \dots 10^3$  Вт) залежно від призначення приладів та галузі застосування.

## Основні електричні параметри біомедичних сигналів

Спільною рисою абсолютної більшості біологічних сигналів є мала амплітуда (від десятків мікрвольт до кількох мілівольт) та інфранизькі (низькі) частоти (від  $10^{-4}$  до  $10^3$  Гц). Саме мала амплітуда цих сигналів робить їх чутливими до впливу потужних зовнішніх завад (артефактів), які за своїм походженням поділяють на фізичні та фізіологічні.

Типовим фізичним артефактом є вплив електричної мережі живлення (220 В, 50 Гц). Фізіологічні ж артефакти визначаються впливом сторонньої електричної активності організму. А разом всі сигнали підпадають під вплив шкірно-гальванічного рефлексу.

Типові параметри біоелектричних сигналів типових методів досліджень

Метод дослідження	Смуга частот, Гц	Амплітуда, мкВ
Електрокардіографія	0,01...250	50...5000
Векторкардіографія	0,01...150	50...5000
Електроенцефалографія	0,1...80	1...300
Електроміографія	0...10000	100...5000
Електроретінографія	0...50	0...900
Електроокулографія	0...50	50...3500



## **Системи відведення біоелектричних потенціалів**

## Системи відведень біоелектричних потенціалів

Функціональні та морфологічні відмінності досліджуваних органів і тканин, а також різноманіття методів реєстрації біосигналів спричиняють появу доволі великого різноманіття систем відведення біопотенціалів.

**Система відведень біопотенціалів** – таке просторове розташування електродів на поверхні тіла людини, яке дозволяє виявити різницю потенціалів між двома ділянками тіла.

У першу чергу, незалежно від класу досліджень, знімання біопотенціалів здійснюється за допомогою електродів. Такі електроди накладають на поверхню попередньо обробленої шкіри. При цьому ділянку поверхні, на яку накладають електрод, називатимуть «позиція електрода», а гіпотетичну лінію, яка з'єднує електроди цього відведення – «вісь відведення». При цьому вісь кожного відведення ділять на додатну та від'ємну піввісі, відповідно до полярності отриманого електричного сигналу.

**Місце накладання, кількість електродів та спосіб їхнього з'єднання обумовлюють форму отримуваних залежностей!**

## Системи відведень біоелектричних потенціалів

**Саме розв'язувана медична задача та діагностична цінність діагностованих параметрів і будуть визначати результат вибору способу накладання електродів.**

**Незважаючи на різноманіття існуючих систем відведень, їх можна поділити на двоелектродні, багатоелектродні та змішані.**

**Двоелектродні відведення** формують біполярні (двополюсні) відведення: вони складаються з двох електродів, кожен з яких є вимірювальним, а різницю потенціалів реєструють між двома точками поверхні тіла.

**Багатоелектродні відведення** складаються з двох груп електродів, які накладають на потрібні точки тіла. При цьому електроди кожної групи зазвичай з'єднують через резистори (суматорні кола), утворюючи дві гілки відведення. Кількість електродів у кожній гілці при цьому може доходити до 8 – 16, як, наприклад, у електроенцефалографії. Спільні точки кожної гілки підключають до входу підсилювача. В уніполярних (монополярних) відведеннях у кожній гілці може бути лише один електрод. У цьому випадку вимірювальним є лише один електрод, іншим при цьому є індиферентним (нульовим). Тому уніполярне відведення дозволяє реєструвати біоелектричну активність саме у точці накладання вимірювального електрода.

**Тракт підсилення біоелектричних сигналів та  
його особливості**

## Тракт підсилення біоелектричних потенціалів

### **Який має бути ідеальний підсилювач для реєстрації біопотенціалів?**

Це підсилювач з нескінченно великим вхідним опором, без власних шумів, нечутливий до потенціалів поляризації електродів, нечутливий до різницевих завад, нечутливий до мережевих завад, характеристики якого не змінюються при впливі на нього значних короткочасних перевантажень, який не вносить частотних та нелінійних спотворень.

**Проте побудувати такий підсилювач, особливо на простих схемних рішеннях, неможливо.**

## Тракт підсилення біоелектричних потенціалів

Про порядок вхідного опору підсилювача, який підключатиметься до електродів, можна зробити висновок, виходячи хоча б з того, що, наприклад, опір на поверхні ділянок шкіри на постійному струмі та електроді площею 4...5 см<sup>2</sup> лежить у межах 5...10 кОм, а для точкових електродів він досягає значень 100 кОм (!).

Якщо взяти типове значення співвідношення вхідний опір підсилювача/вихідний опір попереднього каскаду  $\geq 10$ , бачимо, що використання однокаскадного підсилювача не забезпечить досягнення ні потрібного коефіцієнта підсилення, ні потрібного значення вхідного опору. І це ще не враховувалось співвідношення сигнал/шум, врахування якого зробить цю ситуацію ще сумнішою.

Тому ця задача розв'язується з використанням складніших (у першу чергу багатокаскадних) схем. *На сьогодні ці схеми побудовані найчастіше на операційних підсилювачах, які якраз і мають великий вхідний і малий вихідний опори, а при використанні багатокаскадних схем забезпечують також і потрібні коефіцієнти підсилення та співвідношення сигнал/шум.*

## Тракт підсилення біоелектричних потенціалів

Таке рішення і можна назвати *«тракт підсилення біоелектричного сигналу»* чи *«підсилювач біопотенціалу»*. У першому наближенні його щонайменше можна описати як послідовно з'єднані вхідний та кінцевий підсилювачі. Іноді між ними встановлюють проміжний підсилювач. Причинами такого розбиття є:

1) тип вхідного підсилювача визначається характером вимірюваної величини (у нашому випадку – опором біооб'єкта) та коефіцієнтом шуму, а тип кінцевого – характером кінцевого пристрою (реєструючий пристрій, дисплей, пристрій передачі даних тощо). І ці реалізувати ці взаємовиключні вимоги у межах однокаскадного підсилювача неможливо, принаймні на сьогоднішній день.

Тобто вхідний опір вхідного підсилювача має бути не менший (а ще краще – значно, хоча б на порядок більший), ніж опір біооб'єкта, та ще й з урахуванням перехідного опору шкіра – електрод, щоб не навантажувати (не шунтувати) джерело збудження, яким є біооб'єкт;

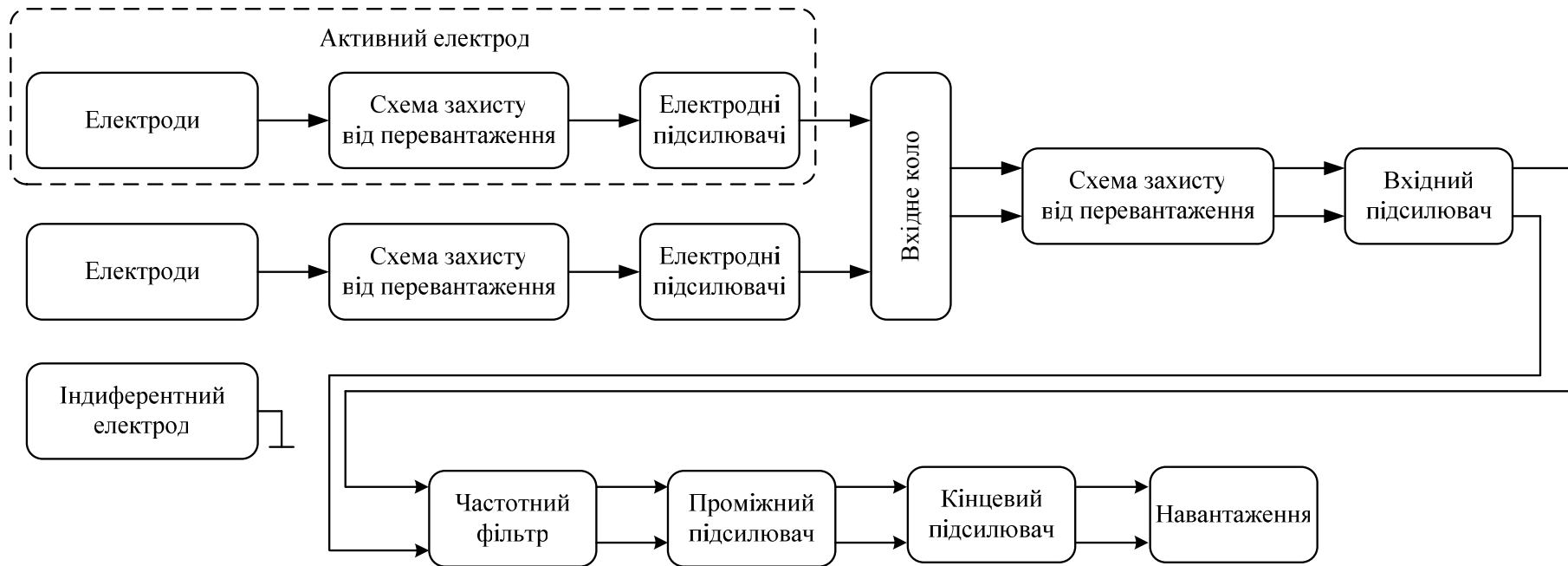
## Тракт підсилення біоелектричних потенціалів

- 2) вхідні підсилювачі тракту підсилення будують таким чином, щоб забезпечити придушення найсуттєвіших завад за мінімального рівня власних шумів при досить простих схемотехнічних рішеннях;
- 3) коефіцієнт підсилення тракту та смугу його робочих частот вибирають з тих міркувань, щоб за максимального рівня корисного сигналу сумарні корисний сигнал та завади всіх видів не вийшли за межі лінійної ділянки тракту підсилення з метою мінімізації спотворень рівня корисного сигналу (це обмеження динамічного діапазону тракту та смуги робочих частот);
- 4) джерело живлення вхідного підсилювача повинно мати високу стабільність, гарну фільтрацію частоти мережі живлення. До блока живлення кінцевого підсилювача ці вимоги вже не такі жорсткі. Ці вимоги легше реалізувати при невеликій потужності, тому у відповідальних випадках доцільно розділити їхні блоки живлення;
- 5) реєструючий пристрій, як правило, потужне джерело завад і розташовувати його потрібно якомога далі від чутливого вхідного підсилювача.



## Тракт підсилення біоелектричних потенціалів

З урахуванням цих вимог, а також враховуючи вимоги, покликані забезпечити високу якість передачі сигналу, узагальнену схему підсилювального тракту можна зобразити так, як показано на рисунку.



*Узагальнена схема підсилювального тракту біоелектричних сигналів*

## Тракт підсилення біоелектричних потенціалів

Схеми захисту від перевантаження потрібні на той випадок, якщо є загроза проникнення на вхід підсилювача сигналу (завади), який перевищує його динамічний діапазон. Це трапляється у випадках руху пацієнта, відриванні одного з електродів від поверхні шкіри, роботи у парі, наприклад, з дефібрилятором. Електродні підсилювачі розташовують поблизу самих електродів, збільшуючи таким чином співвідношення сигнал/шум на вході вхідного підсилювача. Таке їхнє розташування стало можливим завдяки появі мініатюрних підсилювачів в інтегральному виконанні. Функції вхідного кола найчастіше полягають в узгодженні опорів сусідніх вузлів, придушенні синфазних сигналів тощо. У вхідних підсилювачах часто використовують диференціальні каскади, інструментальні підсилювачі. Тоді, коли сигнал і завада розташовуються на різних частотних відрізках, для придушення завади використовують частотний фільтр. На практиці його найчастіше представлено ФНЧ, ФВЧ, їхнім поєднанням чи просто смуговим фільтром. Специфікою кінцевого підсилювача у такій задачі може бути можливість регулювання положення нульової лінії. Якщо ж розроблюваний тракт підсилення повинен мати *підвищений захист від ураження пацієнта електричним струмом*, то проміжний підсилювач тоді гальванічно розв'язують як по вхідних колах сигналу, так і по живленню. В якості блоків гальванічної розв'язки найчастіше використовують]: оптрони, високочастотні трансформатори чи конденсатори 18

## **Вхідні кола підсилювачів біоелектричних сигналів**

## Вхідні кола підсилювачів біоелектричних сигналів

Однією з особливостей задачі підсилення біоелектричних сигналів є те, що джерелом цих сигналів є живі об'єкти. **Рівень цих сигналів настільки низький, що для забезпечення можливості їх реєстрації та (або) аналізу знадобиться підсилювач біопотенціалів.**

У медичних приладах використовується чимало різних типів підсилювачів біопотенціалів, кожен з яких має своє специфічне призначення, в першу чергу це **вхідні підсилювачі** (підсилювачі слабких біоелектричних потенціалів). Лідуючу позицію на сьогоднішній день зайняли підсилювачі, виконані на інтегральних мікросхемах. Щодо останніх, то це, у першу чергу, операційні підсилювачі та підсилювачі на їхній базі, зокрема високоякісні інструментальні підсилювачі. Проте розробникам підсилювачів біопотенціалів ще є над чим працювати. Причиною цього є те, що у вхідному сигналі, крім корисної складової (типовий рівень близько 1 мВ і менше), присутні інфранизькочастотна складова (до 300 мВ), а також завада від освітлювальної та силової мереж. І сам підсилювач може виступати джерелом шуму, оскільки у ньому є активні елементи та активні опори.

## Вхідні кола підсилювачів біоелектричних сигналів

З *мережевими завадами* боротись легше, оскільки внаслідок хорошої електропровідності біологічних об'єктів потенціал завади практично однаковий у всіх точках об'єкта. Тому його можна суттєво послабити шляхом диференціального зйому корисного сигналу (тобто використання диференціального підсилювача).

Задачі послаблення (придушення) інших завад та забезпечення низького рівня власних шумів підсилювача є специфічнішими та важливішими задачами при проектуванні підсилювачів біопотенціалів.

*Ускладнюється розв'язання цієї задачі тим, що до вхідних клем підсилювача біопотенціалів часто можуть підключати додаткові пристрої, які потрібні за різних варіантів його практичного використання.*

Прикладами таких пристроїв є кабель відведень (при використанні електродів чи датчиків буде практично завжди, за винятком випадків використання радіоканалу), калібратори, детектори поганого контакту електрода з поверхнею шкіри (типовий пристрій у медичних моніторних системах), буферні підсилювачі, схеми захисту від впливу імпульсів дефібрилятора тощо.

## Вхідні кола підсилювачів біоелектричних сигналів

**Під час проектування підсилювачів біопотенціалів також необхідно враховувати такі особливості джерел біопотенціалів:**

- нестабільність внутрішнього опору за рахунок зміни опору «електрод – шкіра» (доводиться враховувати великі значення міжелектродного опорів, їхнім розкидом за певної системи відведень);
- утворення на переходах «електрод – шкіра» напруг поляризації, які на вході підсилювача біопотенціалу можуть досягати значень  $\pm 300$  мВ, що може спричинити насичення підсилювача;
- повільний дрейф напруги поляризації та різкі її зміни при зміщенні електродів, спричиненим рухами пацієнта;
- наявність напруг завад, які потрапляють на входи підсилювача синфазно та протифазно. Ці завади можуть бути біологічного (біопотенціали інших органів та м'язів, які не досліджують у даний момент часу) та фізичного (наведені на об'єкт дослідження напруги від неекранованих ділянок мережі, мережевих шнурів та інших приладів) походжень;
- наявність імпульсних завад при впливі на об'єкти терапевтичних апаратів.

## **Типи підсилювачів біоелектричних сигналів**

## Типи підсилювачів біоелектричних сигналів

За характером зміни підсилюваного сигналу у часі підсилювачі поділяють на *підсилювачі сигналів, які повільно змінюються* (їх часто називають «*підсилювачі постійного струму*») та *підсилювачі змінного струму*. Останні, в свою чергу, поділяють на *підсилювачі низької частоти, високої частоти, широкосмугові, селективні (вибіркові)*, тощо.

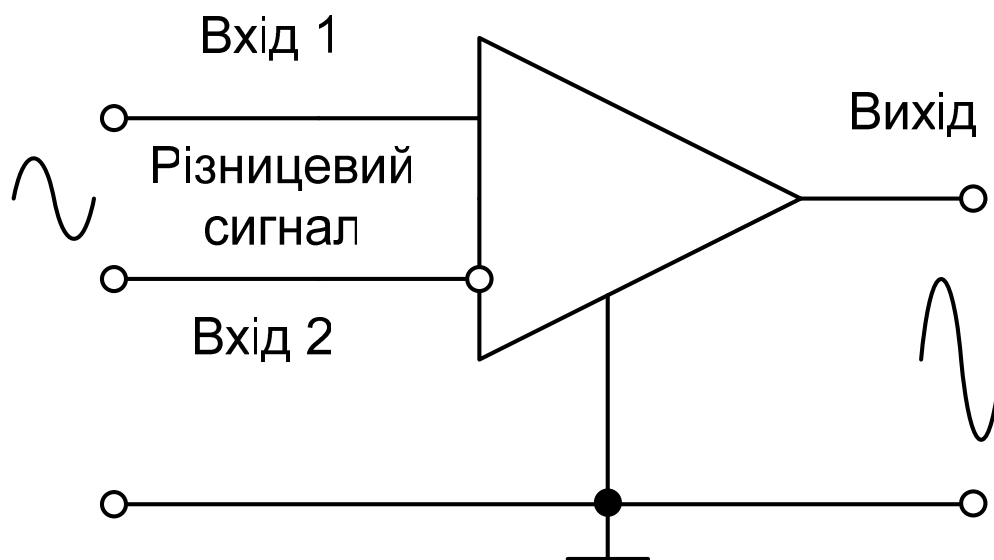
Щодо кількості вхідних і вихідних клем, то найпоширенішим типом підсилювача є *уніполярний підсилювач*. Він має одну вхідну, одну вихідну клеми та спільну опорну, яку часто називають «землею». Такі підсилювачі зазвичай використовують для підсилення відносно великих та вільних від електричних завад сигналів. *Типовим є їхнє використання у медичній апаратурі в якості проміжних чи кінцевих підсилювачів*. Проте такі підсилювачі не підходять для підсилення малих напруг, які отримуються з електродів для вимірювання біопотенціалів. Для підсилення таких потенціалів, та ще й за наявності електричних завад, використовують диференціальні підсилювачі.

У ряді випадків для високоякісного підсилення біосигналів використовують *параметричні підсилювачі та підсилювачі зі структурою «модулятор – демодулятор»*.



## Типи підсилювачів біоелектричних сигналів

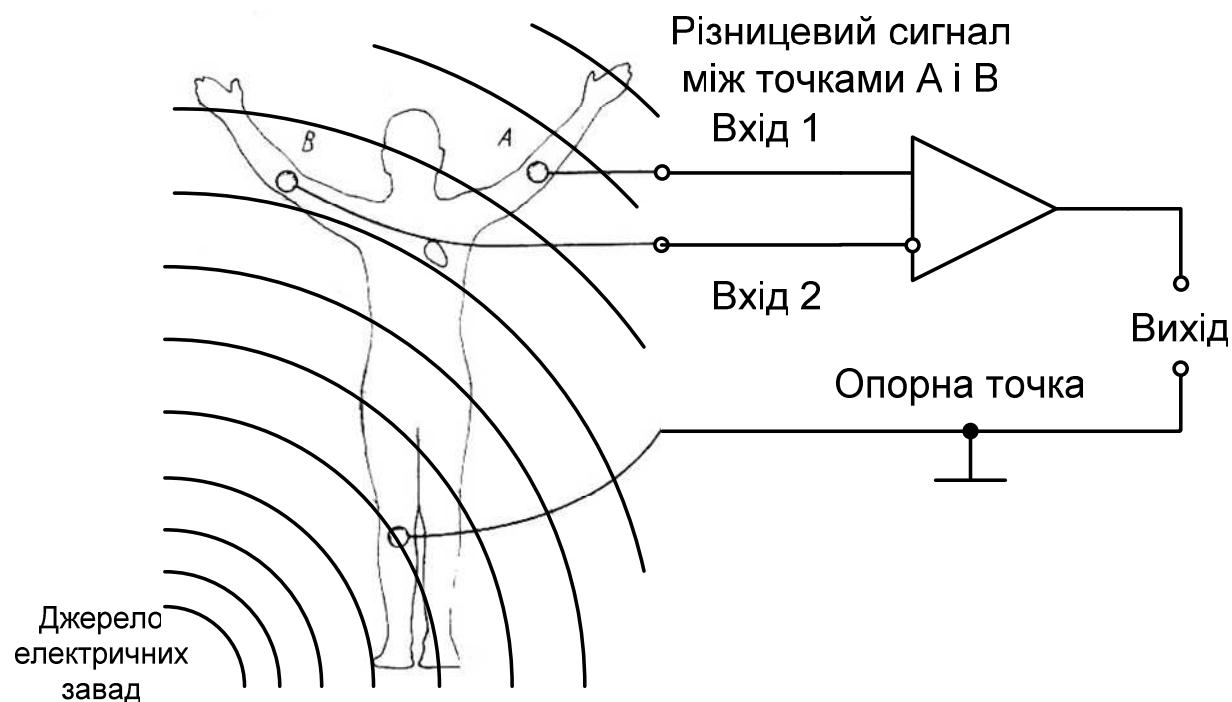
**Диференціальний підсилювач** має три клеми, одна з яких є опорною для двох інших. Один вхідний сигнал можна прикласти між клемою 1 та опорною клемою, другий – між клемою 2 та опорною клемою. При цьому вихідний сигнал є підсиленою копією різниці двох вхідних сигналів, що власне і відображено у назві «диференціальний».



*Диференціальний підсилювач як підсилювач різницевого сигналу*

## Типи підсилювачів біоелектричних сигналів

Якщо потрібно підсилити напругу (різницю потенціалів) між двома ЕКГ електродами, то електроди А та В підключено до клем 1 і 2 підсилювача відповідно. Третій електрод на нозі пацієнта є опорним і підключається до опорної клемі підсилювача.



*Диференціальний підсилювач як підсилювач різницевого сигналу*

## Типи підсилювачів біоелектричних сигналів

Сигнал, що з'являється між електродом А та опорним, подається на вхід 1, сигнал, що з'являється між електродом В та опорним електродом, – на вхід 2. Проте вимірюваний сигнал ЕКГ є різницею потенціалів між електродами А та В. В силу того, що вихідний сигнал є підсиленою копією цієї різниці, в результаті отримуємо підсилений вимірюваний сигнал. Проте кожен з двох ЕКГ електродів вловлює практично ідентичні напруги завад. При подачі їх на два входи диференціального підсилювача підсилюється їхня різниця. А оскільки різниця двох майже ідентичних значень практично дорівнює нулю, то напруги завад віднімаються та підсилюється лише корисний сигнал (напруга між електродами А та В), хоча при цьому напруги завад на окремих входах можуть бути значно більші за напругу корисного сигналу. Якщо ж два ЕКГ електрода просто підключити до входу та до опорної точки уніполярного підсилювача, то і сигнал ЕКГ та напруга завади будуть підсилюватись одночасно. І якщо завада буде більша за корисний сигнал ЕКГ, то останній буде просто втрачено.

## Типи підсилювачів біоелектричних сигналів

Ще одним видом підсилювачів є **розв'язуючий підсилювач (повторювач напруги)**. Його основним призначенням є *ізоляція його входних контактів від землі чи від будь-якого можливого джерела небажаних струмів*. Такі підсилювачі мають одиничний коефіцієнт підсилення, тобто його вихідний сигнал такий самий, що і входний. В таких випадках для забезпечення потрібного підсилення потрібен додатковий підсилювач. Інші розв'язуючі підсилювачі забезпечують деякий коефіцієнт підсилення, проте він рідко буває більший за 100.

Різновидом диференціального підсилювача є **інструментальний підсилювач**. Його перевагами є великий входний опір, великий коефіцієнт придушення синфазного сигналу, простота регулювання коефіцієнта підсилення (буквально одним резистором).

**Саме такий підсилювач на сьогоднішній день найчастіше і використовують як входний підсилювач у тракті підсилення біосигналу.**

Прикладами поширених моделей таких підсилювачів в інтегральному виконанні є INA823, INA849, INA818, INA217 компанії Texas instruments, ADA4255, LTC6323, AD623, AD620 компанії Analog devices.

## Типи підсилювачів біоелектричних сигналів

Необхідним елементом контролю справності підсилювача є його калібрування. **Калібрування підсилювача** – це регулювання підсилювача таким чином, щоб його вихідний сигнал відповідав заданому. У загальному випадку калібрування включає і регулювання коефіцієнта підсилення підсилювача.