

## Будова діагностичного медичного приладу

Для реєстрації біомедичних сигналів та їх відображення розглянемо узагальнену схему діагностичного приладу представлену на рис. 1

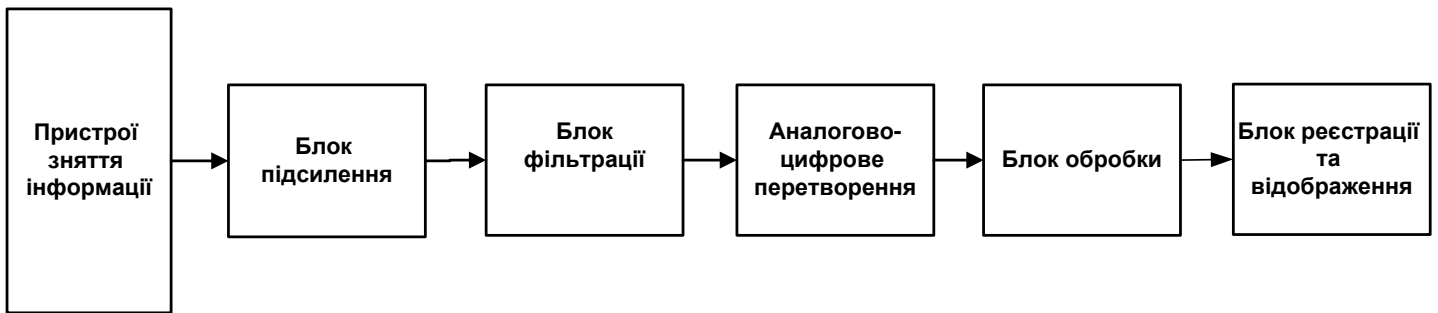


Рисунок 1 – Узагальнена структурна схема діагностичного приладу

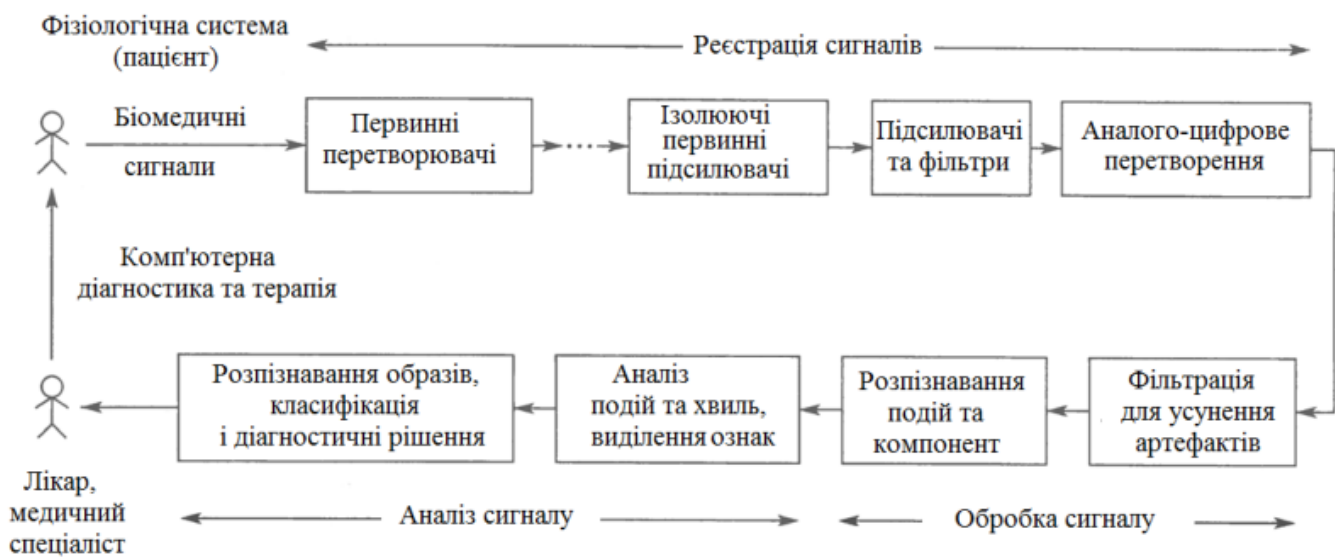


Рис. 2.2. Етапи реєстрації та дослідження біомедичних сигналів

Розглянемо основні складові блоки діагностичного приладу та їх призначення.

**Пристрої зняття медичної інформації (ПЗМІ)** — це пристрої, що забезпечують отримання сигналів, пов'язаних з явищами і процесами, що відбуваються в живих організмах.

Основні вимоги, що пред'являються до ПЗМІ:

1. Мінімум спотворення корисного сигналу.
2. Максимальна завадозахищеність.
3. Зручність розміщення у необхідному для вимірювання місці.
4. Відсутність подразливої дії на організм.
5. Можливість багатократного використання і стерилізації без зміни характеристик.
6. Відсутність подразливої дії (токсичної реакції) на біологічну тканину.
7. Швидка та надійна фіксація електрода на будь-якій ділянці тіла без артефактів і перешкод за рахунок його конструктивного оформлення;
8. Еластичність за достатньої механічної міцності і висока технологічність у виготовленні;
9. Економічність і високі експлуатаційні характеристики.

Пристрої зйому інформації поділяються на дві групи: електроди та датчики (сенсори).

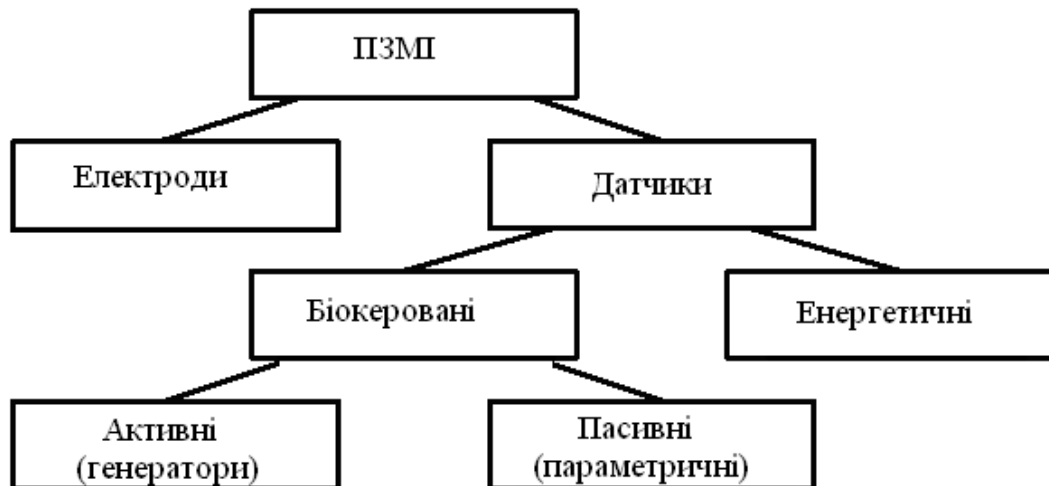


Рисунок 3 – Класифікація пристроїв зняття медичної інформації

### Електроди для реєстрації біомедичних сигналів

**Електроди** — це провідники спеціальної форми для знімання електричних сигналів тих, що реально існують в організмі.

**Електрод** являє собою суцільний електричний провідник, через який проходить електричний струм надходить або виходить з електролітичної комірки. Він перетворює іонні потенціали в електронні потенціали. Вони використовуються для знімання електричного сигналу при ЕКГ, ЕЕГ, ЕМГ, ЕОГ, ЕГГ та ін.

Електроди використовуються також для підключення до організму з метою лікування електричного струму: при гальванізації, електрофорезі, діадинамотерапії, діатермокоагуляції, лікуванні електросном.

Складність реєстрації біоелектричних сигналів визначається малими амплітудами корисного сигналу, великим рівнем перешкод, частотний діапазон яких іноді перекриває частотний діапазон досліджуваних сигналів. Для біомедичних досліджень від характеристик електродів залежить достовірність отриманої інформації.

Біоелектричний електрод – пристрій, що має поверхню, яка безпосередньо або за допомогою контактної речовини контактує з біооб'єктами і забезпечує реєстрацію біопотенціалів, а також вихідні елементи. За допомогою електродів відбувається перетворення іонних потенціалів в електронні.

Між тканиною і електродом розміщений тонкий шар електроліту, що виникає природно (слизові оболонки, виділення потових залоз) або вноситься при накладанні електрода (струмопровідні пасти, фізіологічний розчин).

Електричні властивості контакту електрод-біооб'єкт визначаються поляризаційними властивостями поверхонь розділу з різними типами провідності: перехід тканини тіла - електроліт і перехід електроліт - електрод.

Поляризація електродів може сильно спотворювати форму зареєстрованого сигналу, тому вона вкрай небажана.

Як матеріали для виготовлення металевих електродів застосовується срібло, золото, платина, паладій та сплави (платино-іридієвий, срібно-нікелевий, нержавіюча сталь).

Забезпечення надійного електричного контакту шкірних електродів з біооб'єктами досягається використанням електродної контактної речовини з низьким електричним опором. В залежності від задач існують різні види електродів для відведення біопотенціалів: поверхневі нашкірні електроди, внутрішньотканинні електроди, електродні матриці, стимулюючі електроди.

### Класифікація електродів

Електроди, як пристрої з'йому інформації розрізняються:

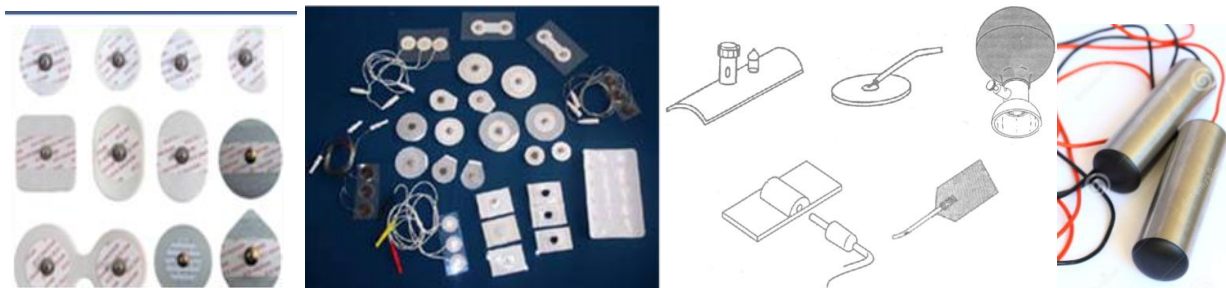
1. За видом реєстрованого сигналу (ЕКГ, ЕМГ, ЕЕГ, ЕГГ, ЭОГ і ін.).
2. За матеріалом (металеві, вугільні, скляні). Скляні правильно називати електролітичними, оскільки провідником є розчин електроліту (*KCl* і ін.).
3. За площею (чим менша площа, тим більш локально відводяться біопотенціали).
4. За місцем розташування (поверхневі і внутрішньоклітинні). Поверхневі електроди повинні мати контактний опір 10—15 кОм, тому їх накладають через струмопровідні пасти і прокладки.
5. За конструкцією (плоскі, голчаті, багато точкові, мікроелектроди).

Розглянемо більше детально останній вид класифікації.

**1) Поверхневі нашкірні електроди** – електроди для вимірювання біопотенціалів на поверхні тіла пацієнта (виготовляються з металу, наприклад, сплаву срібла і нікелю). Кріпляться за допомогою прищіпок, присосок або смужкою лейкопластиру при тривалому моніторингу (рис. 2.3).

Надійне електричне з'єднання електрода з біооб'єктами здійснюється в конструкції «плаваючого» електрода. Електрод закріплюється на шкірі за допомогою клеювальних поверхонь, контактна речовина вводиться в порожнину електрода крізь верхній отвір. Оскільки електричний контакт між металевим електродом і шкірою здійснюється крізь рідку фазу, випадкові відносні зміщення електрода і шкіри не призводять до появи артефактів руху.

Гнучкі електроди виконуються з міцної і тонкої металізованої полімерної плівки, металеві фольги або сітки. Їх застосування зменшує артефакти руху, а наявність еластичної основи з полімерного матеріалу такі електроди при складному рельєфі поверхні.



Одноразового використання



Багаторазового використання



Впливаючі електроди (терапевтичні) (на рис. для дарсонвалізації, індуктотермії, УВЧ, гальванізації)

Рисунок 4 – Поверхневі електроди

Електроди, які використовуються для знімання медико-біологічної інформації повинні швидко фіксуватися і зніматися, бути дешевими, мати високу стабільність електричних параметрів, еластичність при достатній механічній міцності, не давати артефактів чи створювати перешкоди і втрати корисного сигналу, особливо на контактному опорі електрод – шкіра.

Величина контактної опору залежить від металу, з якого зроблений електрод, властивостей шкіри, площі її з'єднання з електродом і від провідності середовища між ними (марлеві прокладки, змочені фізіологічним розчином чи електропровідні електродні пасти тощо). При збільшенні площі електродів контактний опір зменшується, але це зумовлює зниження рівня знімаючої інформації.

**2) Внутрішньотканинні електроди** – електроди для вимірювання біопотенціалів всередині організму. Існують підшкірні або внутрішні електроди, які приєднуються до імплантованої електронної схеми.

#### **Глибинні і голчасті електроди**

Коли електрод наближається до біоелектричного генератора, він проникає в шкіру. Тому електрод повинен бути різким для проникнення для отримання і запису біоелектричних подій.

#### **Глибинні електроди**

**Електрод глибини** вивчає електричну активність нейронів з поверхні мозку. Цей тип електрода складається з пучка тефлонових ізольованих платинових і іридієвих сплавів. Для легкого введення електродів в мозок, кінець опорного дроту має круглу форму. Кількість окремих електродів утворює електродний масив або пучок. У пучку електродів кінець кожного окремого проводу має окремий електрод.

#### **Застосування глибинних електродів**

1. Вводити ліки в мозок.
2. Для вимірювання напруги кисню.

#### **Електроди голчасті**

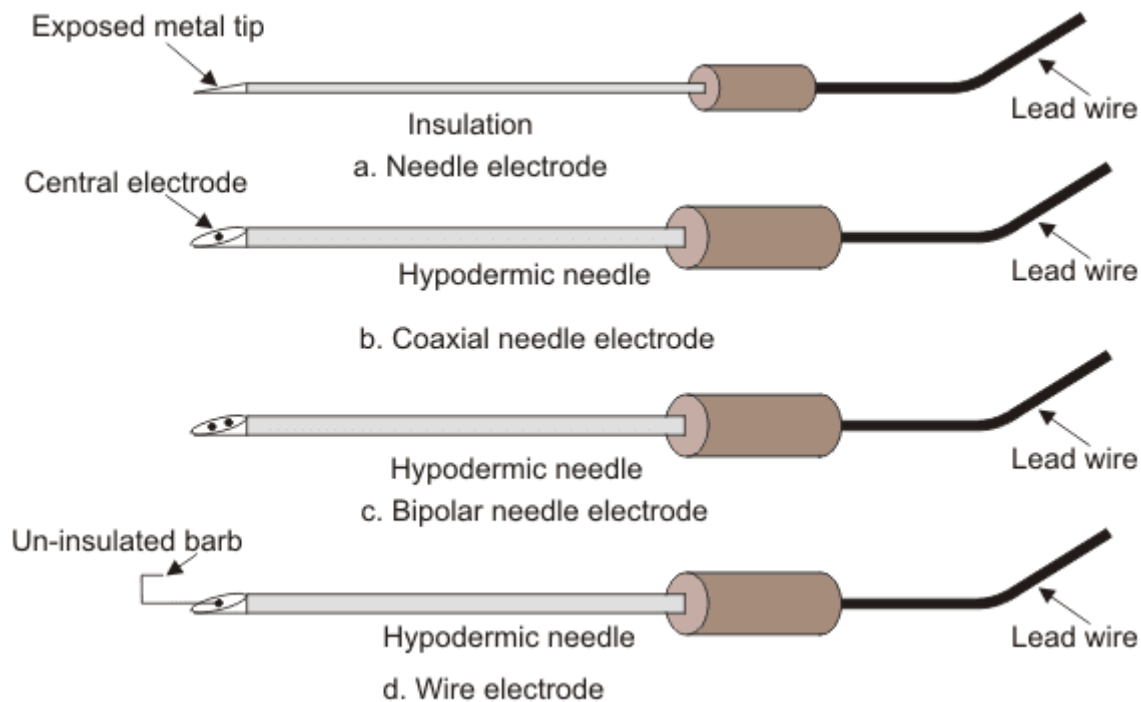
**Електрод голки** фіксує потенціал дії периферичних нервів. Він нагадує медичний шприц. На одному кінці зігнутий короткий ізольований провід. Вигнута частина проходить через просвіт голки. Ця установка йде в м'яз. Тепер голка знімається. Вигнута дріт залишається всередині м'яза. Два типу голкових електродів саме

**Монополярний електрод:** Цей тип використовує один електрод порівняння, розміщений на шкірі.

**Біполярний електрод:** Цей тип має один електрод порівняння і один активний електрод.

## Застосування голкових електродів

Використовується при вимірюванні сигналів ЕЕГ і ЕМГ.



Електроди підрозділяються на голчасті, стрижневі (у вигляді стрижня з тупим кінцем), спіральні (у вигляді спіралі, що вводяться в тканини шляхом вкручування електроду), дротяні (у вигляді або неізолюваного прямого або звитого в спіраль дроту).



Рисунок 5 – Внутрішньотканинні електроди

**3) Електродні матриці** – фактично набір одиночних електродів, зібраних на одній підложці і дозволяють охопити більші площі зняття інформації з можливістю розділення її з окремих складових (реєстрація потенціалів окремих волокон в міографії, окремих нервових клітин, тощо). Рис. 7.

Одновимірні лінійні матриці (рис. 7, а), що включає шість пар електродів для вимірювання біопотенціалів, складається з Ag/AgCl-електродів у формі квадратів зі стороною 40 мкм, розташованих на тонкоплівкових золотих провідниках, які нанесені або на гнучку поліамідну підкладку, або на більш міцну підкладку з молібдену який для забезпечення необхідної ізоляції шляхом анодування наноситься оксидний шар. Розміри таких матриць зазвичай становлять 10 мм x 0,5 мм x 125 мкм. Сполучні дроти припаюються до спеціальної панелі на проксимальному кінці електродної матриці. Такі матриці електродів були призначені для реєстрації розподілу трансмуральних потенціалів в міокарді, що скорочується. Для зменшення пошкодження тканини при скороченні та розслабленні м'язів така електродна матриця має бути гнучкою.

На малюнку 7, б показано двовимірну матрицю електродів, призначену для картування електричних потенціалів на поверхні різних органів, наприклад на серці. Такі електроди є подальшим розвитком одномірних матриць. Набір мініатюрних електродів формується на гнучкій або твердій поверхні. За допомогою провідників ця електродна матриця приєднується до відповідного вимірювального приладу. Таке з'єднання може спричинити певні труднощі, оскільки велика матриця вимагає роз'єму з занадто великою кількістю ніжок. Для картування епікардіальних потенціалів використовувався спеціальний електрод, виготовлений у вигляді панчохи, яка без зусиль натягується на серце. При цьому електродами є срібні кульки діаметром близько 1 мм. Кожна з цих кульок знаходиться на кінці ізолюваного провідника, з'єданого з вимірювальним приладом. Немає необхідності говорити, що такий пристрій, що складається з великої кількості електродів такого типу, досить важко виготовити і незручно використовувати через велику кількість з'єднувальних провідів, що виходять з панчохи назовні.

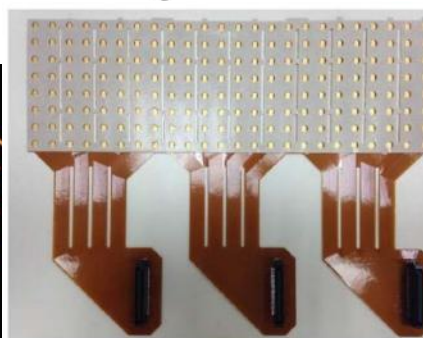
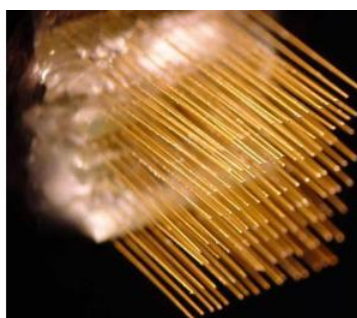
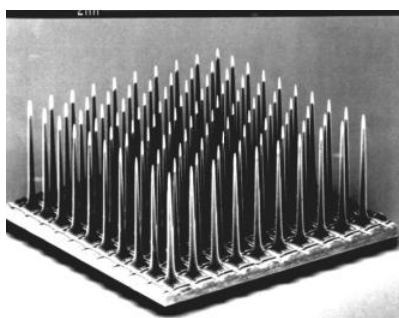
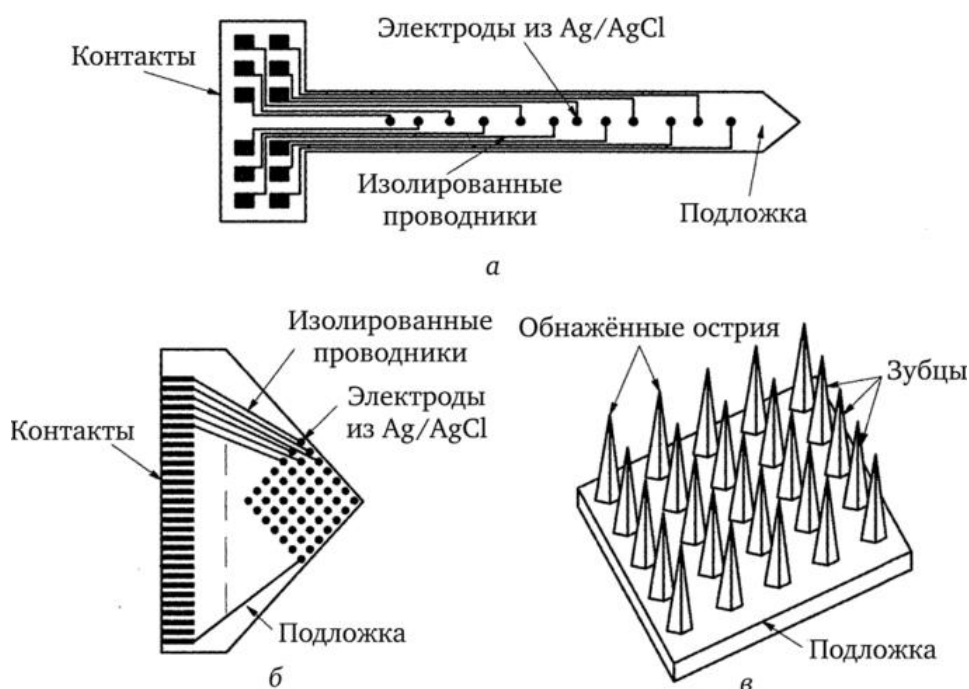


Рис. 2. Матрица контактных электродов для ЭМГ ВР |

Рисунок 6 – Електродні матриці

*a* — одномірна матриця; *б* — двовірна матриця; *в* — трьохірна матриця

Тривимірна електродна матриця, виготовлена з використанням технологій виготовлення кремнієвих мікросхем, нагадує двовимірний гребінь (рис. 7, в), кожен зубець якого має висоту приблизно 1,5 мм. Кожен зубець покритий ізолюючим матеріалом до самого вістря. Непокрите вістря служить електродом, а на підкладці знаходяться провідники, що з'єднуються з зубцями. Хоча така матриця має тривимірну структуру, фактично вона є двовимірною, оскільки всі зубці мають однакову висоту.

Справжня тривимірна матриця може бути виготовлена з використанням набору одномірних матриць, подібних до показаних на малюнках

4) **Стимулюючі електроди, призначені для електричної стимуляції.** Це набір електродів для електростимуляції, дефібриляції, електроди кардіостимуляторів.



Одноразові електроди автоматичної дефібриляції



Багаторазові електроди для дефібриляції



Електроди для дефібрилятора кардіовертера та електрокардіостимулятора



Електроди для міостимуляції

5) **Мікроелектроди**, що використовуються для вимірювання потенціалів на клітинних мембранах (діаметр 0,05-10 мкм).

Мікроелектрод вимірює електричний потенціал з однієї клітини. Вона має дуже маленькі кінці діаметра, які можуть проникати глибоко в клітину, не пошкоджуючи клітини людини. Функціями мікроелектродів є потенційний запис для введення ліків. Як правило, коли мікроелектрод знаходиться всередині комірки, електрод порівняння знаходиться поза комірки. Він має високий імпеданс в діапазоні мега Ом через їх невеликий розмір. Є два типи мікроелектроду

- Металевий мікроелектрод
- Неметалеві (мікропіпетки)

#### Металевий мікроелектрод

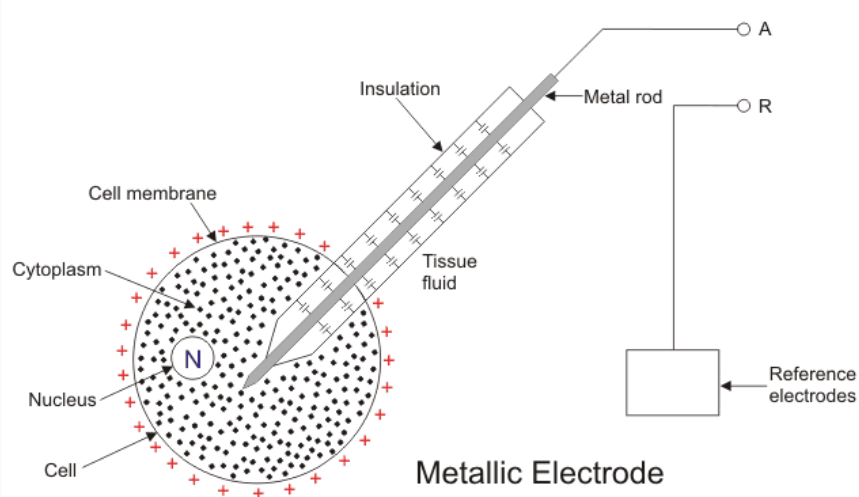
Вольфрамова нитка або дріт з нержавіючої сталі сформована в хвилину структура утворює кінчик мікроелектроду. Ця методика є електрооцінкою. Ізоляційний матеріал охоплює весь електрод з метою безпеки. Мало електролітичної обробки робиться для зниження імпедансу. Вимірювання біоелектричних потенціалів вимагає двох електродів. Виникаючий потенціал напруги являє собою різницю між потенціалом мікроелектроду та електрода порівняння. Загальна сума трьох потенціалів полягає в наступному.

$$E = E_A + E_B + E_C$$

$E_A$  - металевий електрод - потенціал електроліту на кінчику мікроелектроду.

$E_B$  - Елемент порівняння - потенціал електроліту.

$E_C$  - Потенціал змінної клітинної мембрани.



### Мікроелектрод неметалевий (Micropipet)

Цей електрод використовує неметалевий матеріал вимірюють потенціал з однієї клітини. Він складається зі скляної мікропіпетки діаметром 1 мікромметр. Використовується мікропіпет, наповнений розчином електроліту, сумісний з клітинними рідинами. Стебло Мікропіпет має тонкий гнучкий провід, виготовлений з хлористого срібла, нержавіючої сталі або вольфраму. Один кінець Мікропіпет приєднується до жорсткої опори і інший вільний кінець спирається на клітинку. Потенційна напруга генерується наступним чином.

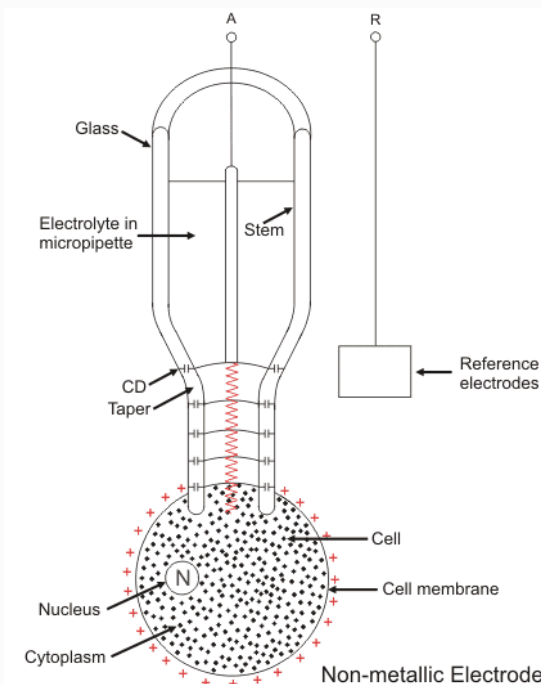
$$E = E_A + E_B + E_C + E_D$$

$E_A$  - потенційна напруга між металевим дротом і електролітом, заповненим всередині мікропіпета.

$E_B$  - потенціал між електродом порівняння і позаклітинною рідиною.

$E_C$  - змінний потенціал клітинної мембрани.

$E_D$  - потенціал на кінчику через електроліти, що знаходяться всередині піпетки і клітини.





**За електричними властивостями** застосування в медицині електроди поділяють на 3 основні групи.

**Перша група** це, головним чином, металеві електроди, такі, у яких електродна реакція проходить тільки між металом електрода і його катіонами, що перебувають у розчині (ртутні, срібні, мідні, свинцеві, водневі, платинові, золоті, нікелеві і тощо).

Однак більшість металів, які могли б використовувати як електроди першої групи, не застосовують для цих цілей. Вони швидко окислюються, пасивуються, їхня поверхня покривається плівкою хімічних сполук, що призводить до неконтрольованих флуктуацій потенціалу електрода.

**Електроди другої групи** утворюються з металу, його малорозчинної солі й аніонів цієї солі, концентрація яких визначає рівноважний потенціал таких електродів:

Типовими прикладами електродів другої групи є хлор-срібний, сульфато-ртутний і каломельний електроди.

**Електроди третьої групи** (газові електроди) являють собою складні системи, оскільки їхні потенціали залежать не тільки від активності потенціало визначальних іонів у розчині (катіонів і аніонів), але й від парціального тиску газу в розчині. Конструктивно електроди третьої групи являють собою пористі системи, наприклад, платинова чернь, графіт, іноді золото.

До окремої групи відносять **скляні електроди**, електродні потенціали яких залежать в основному від активності іонів водню.

Можна виділити 4 групи електродів за **призначенням**:

— **для одноразового використання** – в основному в кабінетах функціональної діагностики;

— **для тривалого, безперервного спостереження** біоелектричних сигналів в умовах палат реанімації, інтенсивної терапії, при дослідженні стану людини в процесі трудової діяльності;

— **для динамічних спостережень** за наявності інтенсивних м'язових перешкод в умовах фізичних навантажень, у спортивній медицині й палатах реабілітації;

— **для екстреного застосування в умовах швидкої допомоги.**

### **Артефакти електродних систем**

При використанні електродів для знімання інформації з біооб'єктів слід мати на увазі велику кількість факторів – артефактів, що впливають на одержувану інформацію, включаючи явища, які виникають на ділянках шкірно-електродного контакту, що й мають не біофізичну природу.

**Перешкоди, що генеруються електродами, можна умовно розділити на 3 групи:**

— електродні потенціали й міжелектродні напруги, що виникають на границях розділу фаз (обмін зарядженими частками) при протіканні основних реакцій електрохімічної рівноваги, контактні потенціали;

— поляризація електродів, що полягає в зміні стаціонарних (безструмових) електродних потенціалів і відповідних їм міжелектродних напруг при замиканні електричного ланцюга;

— електрокінетичні явища, що виникають через взаємне відносне переміщення фаз уздовж поверхні розділу при механічних рухах; перешкоди цього виду часто називають руховими або шумом руху.

- Вплив спотворень сигналу біологічного та технічного походження.



Таким чином, при проектуванні й експлуатації електродів і електродних систем найчастіше контролюють і досліджують наступні параметри електродів:

- величину електродного потенціалу;
- тимчасові зміни (динаміку) електродного потенціалу;
- рівень шумів руху;
- повний електродний опір;
- час установлення іонної рівноваги між біооб'єктом і контактуючим середовищем.

Значну проблему являє собою наявність перехідного опору електрод – шкіра. Існує кілька способів зниження перехідного опору:

- механічна обробка шкіри з метою зниження опору епідермісу (верхнього ороговілого шару шкіри);
- застосування струмопровідних паст, склад і властивості яких сприяють стабілізації характеристик електродів;
- збільшення площі електродів.

Основні види перешкод при електрофізіологічних дослідженнях:

□ Артефакти або випадкові перешкоди, викликані процесами в досліджуваному об'єкті:

- біоелектрична активність органів, які не мають безпосереднього відношення до роботи досліджуваних органів і тканин (перешкода в ЕКГ - сигналах, пов'язана з активністю скелетних та інших груп м'язів, яка є корисним сигналом під час міографічних досліджень);

- шкірно-гальванічні реакції (біоелектрична активність на поверхні шкіри, обумовлена діяльністю потових залоз);

□ Зовнішні низькочастотні і високочастотні магнітні поля пронизують контур, що утворюється проводами, які з'єднують електроди з вхідним ланцюгом підсилювача (мережева перешкода, електромагнітні поля, що супроводжують роботу високочастотних фізіотерапевтичних та хірургічних апаратів)

б) наводку можна зменшити, скрутивши дроти, щоб контур охоплював меншу площу. Струми у дротах мережі крізь паразитні ємності створюють падіння напруги на опорах електрод-шкіра. Наводку можна зменшити, використовуючи екрановані дроти

- Шуми, пов'язані з поляризаційними ефектами на електродах.
- Перешкоди, пов'язані зі змінами опору електрод-шкіра, викликаними зовнішніми подразниками, висиханням струмопровідних паст або фізіологічного розчину (такі

перешкоди носять інфранизькочастотний характер і проявляються при тривалих дослідженнях).

□ Власні шуми активних і пасивних елементів вхідних ланцюгів і підсилювачів біопотенціалів.

□ Шуми руху, що виникають при взаємному переміщенні поверхневих електродів і шкіри або органу, на який вони накладаються (часткове зниження цих шумів досягається застосуванням електродних паст і фіксацією електродів).

□ Електрохімічні шуми (шорсткість поверхні і зернистість структури металевих електродів обумовлюють інтенсифікацію локальних електрохімічних процесів, що протікають на вершинах мікрорельєфу і гранях кристалів).

## **ДАТЧИКИ**

Дуже часто доводиться реєструвати зміну характеристик організму і навколишнього середовища, які за своєю природою не є електричними. Їх називають вхідні неелектричні величини, обумовлені життєвими функціями, до них відносяться:

1. Механічні (переміщення, швидкість, прискорення, акустичні параметри, тиск, вібрації і ін.).

2. Фізичні (теплові: температура, енергія, кількість теплоти; електричні: характеристики електричного, магнітного поля, імпеданс і ін.; оптичні: показник заломлення, сила світла, освітленість, яскравість; атомні і ядерні: спектральний склад, маса атомів і ядер, активність випромінювання, дози і ін.).

3. Хімічні (хімічний склад, концентрація, рН).

4. Фізіологічні (кровонаповнення, пульс і ін.).

Для вимірювання цих величин використовуються датчики (перетворювачі).

**ДАТЧИКИ** — це ПЗМІ, які своїм чутливим елементом реагують на дію вимірюваної величини і здійснюють перетворення цієї дії у форму, зручну для подальшого посилення, реєстрації, обробки (як правило, в електричні сигнали).

Виділяють наступні види датчиків:

1. **Пасивні датчики** під дією вхідної величини змінюють свої електричні параметри: опір, ємність чи індуктивність. Вони для отримання вихідної напруги чи струму підключається в електричне коло із зовнішнім джерелом живлення. Це ємнісні, індуктивні, резисторні, контактні датчики.

2. **Уактивних датчиках** вимірювальний параметр безпосередньо перетворюється в електричний сигнал (тобто вони самі генерують сигнал відповідної частоти і амплітуди). До них відносяться п'єзоелектричні, індукційні перетворювачі, термоелементи та ін.

3. **Біокеровані пасивні (параметричні)** датчики є замкнутим електричним ланцюгом, до складу якого входять: джерело постійної або змінної напруги, вимірювальний прилад та опір  $R$ , величина якого змінюється пропорційно зміні вимірюваного неелектричного сигналу організму. За законом Ома пропорційно змінюється і струм в ланцюзі, тому шкала вимірювального приладу градується в одиницях вимірюваної неелектричної величини. За типом опору параметричні датчики підрозділяються на: резистивні, ємнісні, індуктивні та контактні.

4. **У біокерованих активних (генераторних) датчиках** під впливом вимірюваної величини генеруються пропорційно їй електричні сигнали. Датчики, що найбільш часто

вживаються: терморпари, тензодатчики, індукційні, напівпровідникові вентильні фотоелементи.

5. У енергетичних датчиках створюється немодульований потік енергії. Вимірюваний параметр змінює цей потік (модулює), ці зміни реєструються чутливим елементом.

Для правильного використання датчиків необхідно знати їх метрологічні характеристики. Датчики повинні періодично перевірятися метрологічними службами. До метрологічних характеристик відносяться:

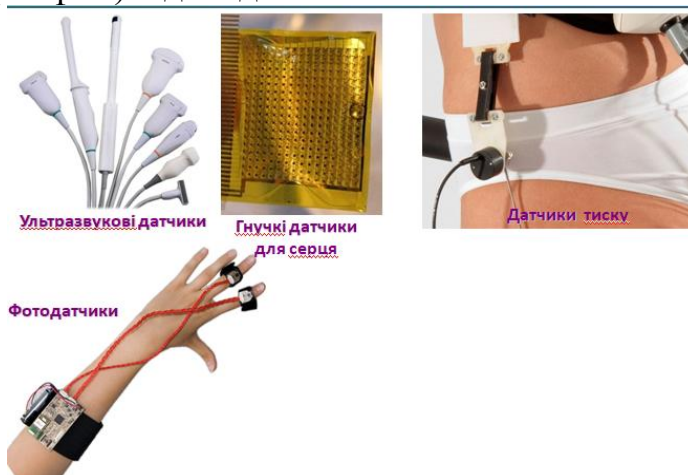
1. Чутливість — це зміна вихідного сигналу при зміні вхідного сигналу на одиницю. Наприклад, чутливість терморпари визначається за формулою:  $k = \frac{\Delta \varepsilon}{\Delta t}$ .

2. Межа чутливості — мінімальне значення зміни вхідного сигналу, яку можна зареєструвати за допомогою датчика.

3. Динамічний діапазон — діапазон вхідних неелектричних величин від межі чутливості до максимального значення, що реєструється датчиком без спотворення.

4. Похибність — різниця між виміряним і дійсним значеннями величини.

5. Час реакції (інерційність) показує, на скільки величина вихідного сигналу датчика відстає за часом (по фазі) від вхідного.



### Підсилювальні елементи

Для того, щоб використовувати підсилювачі електричних потенціалів, що виникають в організмі людини і тварин, необхідно чітко уявляти собі біоелектричну активність органів людини та їх характеристики.

Біоелектрична активність характеризується наступними параметрами:

1. Діапазон амплітуд електричних коливань складає від одиниць мкВ до одиниць мВ.

2. Діапазон частот охоплює область частот від доль Гц до 10 кГц.

3. Внутрішній опір тканини не є чисто активним і складає близько тисяч і десятків тисяч Ом.

Окрім цього при реєстрації біопотенціалів доводиться мати справу з наступними особливостями:

а) реєстрація біоелектричних процесів, як правило, проводиться при одночасному записі декількох сигналів.

б) при реєстрації об'єкт знаходиться в полі дії різного роду полів, які іноді досягають великого рівня у порівнянні з рівнем реєстрованого потенціалу.

Дуже низькі амплітуди біопотенціалів з одного боку і великі напруги, які необхідно подати на реєструючі пристрої, з іншого боку, примушують конструювати підсилювачі з великим коефіцієнтом підсилення (до декількох мільйонів разів).

Малі вхідні напруги призводять до того, що у підсилювачах доводиться зважати на власні шуми вхідних каскадів, а із-за великого коефіцієнта підсилення зі схильністю їх до самозбудження.

Необхідність пропускання дуже низьких частот ускладнює живлення підсилювача від одного загального джерела живлення. Це робить підсилювач дуже чутливим до повільних змін напруги джерел живлення, а роботу підсилювача нестійкою.

У зв'язку з великим опором тканини вхідний опір підсилювача повинен бути великим.

Одночасна реєстрація декількох процесів на одному об'єкті призводить до того, що входи підсилювачів виявляються сполученими між собою через опір тканин.

Для боротьби з перешкодами екрануються: об'єкт, вхідні елементи підсилювачів та самі підсилювачі.

Підсилювачі для роботи з електричними сигналами біологічного походження називаються *підсилювачами біопотенціалів*. *Головне завдання підсилювачів біопотенціалів — підсилення слабких біологічних сигналів до рівня, необхідного для подальшої обробки*. При цьому, підсилювач повинен збільшити амплітуду сигналу, в точності зберігаючи його форму.

**Вхідні каскади підсилювачів повинні задовольняти наступним вимогам:**

1. Рівень власних шумів повинен бути дуже низький.
2. Вхідний опір каскаду і власне всього підсилювача повинні бути великими.
3. Каскад повинен бути захищений від механічних коливань.
4. Схема каскаду повинна давати можливість проводити реєстрацію декількох процесів і без екрануючої камери.
5. – Вхідні кола підсилювача повинні забезпечити захист пацієнта.
6. – Завдання виходу підсилювача – забезпечення на навантаженні максимальної точності в робочому діапазоні.
7. – Частотний діапазон підсилювача повинен відповідати спектру досліджуваного сигналу.
8. – Підсилювачі повинні мати велике посилення ( $>1000$ ).
9. – Підсилювачі повинні мати великий коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу.
10. – У підсилювачах повинно бути передбачено калібрування.

Схемотехнічно рішення цього вузла залежить від характеристик сигналу, що реєструється, місця накладення електрода і його взаємовпливу з іншими електродами «відведення». Саме в забезпеченні необхідного контакту біологічного об'єкта з електродом, який є вхідним елементом підсилювача, пов'язано багато технічних проблем проектування вхідних ланцюгів підсилювальних вузлів цього виду медичної апаратури. Наприклад, для реєстрації біопотенціалів серця (електрокардіографія) є характерним використання диференційних каскадів посилення із загальним вхідним опором, у багатьох випадках є доцільною гальванічна розв'язка в підсилювальній частині, є специфічні вимоги до смуги частот, завадостійкості і т.п.

Операційний підсилювач – це підсилювач постійного струму з великим коефіцієнтом підсилення, який має диференціальний вхід і, як правило, один спільний вихід. Операційний підсилювач (ОП) – це підсилювач напруги з безпосередніми зв'язками між каскадами, який має великий коефіцієнт підсилення, малий рівень шумів, великий вхідний опір, малий вихідний опір і широку смугу одиничного підсилення. ОП є підсилювачем постійного струму (ППС), оскільки здатний підсилювати постійну напругу.

Операційні підсилювачі (ОП) створюються на основі диференціальних каскадів підсилювачів постійного струму, вони мають два входи — прямий та інверсний та один несиметричний вихід. Двополярне живлення дозволяє забезпечити нульові потенціали входів і виходу. ОП повинен забезпечувати значно більший коефіцієнт підсилення, чим здатен дати один диференціальний каскад. Тому вони будуються по багатокаскадній схемі. Трикаскадна модель використовується в розробках прецизійних інтегральних ОП (наприклад, для вимірювальних підсилювачів).

Інтегральний ОП – підсилювач постійного струму з малим дрейфом нуля, великим вхідним і малим вихідним опором, посиленням 500 ... 100 тис. і більше у смузі пропускання від нуля до сотен мегагерц. Дуже велика чутливість ОП не передбачає його вмикання для прямого перетворення. Запас чутливості ОП необхідний для побудови на його основі перетворювачів із глибоким НЗЗ і чудовими метрологічними характеристиками (встановлюваним від дуже малого до дуже великого вхідним і вихідним опором, точним високостабільним коефіцієнтом перетворення).

Зазвичай ОП використовуються із зворотним зв'язком. Саме різні види зворотних зв'язків надають можливість створити аналогові пристрої для виконання деяких математичних операцій: додавання, віднімання, інтегрування, диференціювання, логарифмування. Точність виконання цих операцій становить 0,1%. Слід зазначити, що ідеальний ОП має коефіцієнт підсилення напруги  $KU \rightarrow \infty$ ,  $RBX \rightarrow \infty$ ,  $RBVX \rightarrow 0$ .

В даний час інтегральні ОП використовуються для створення різних функціональних вузлів.

### **Застосування ОП:**

підсилювачі струму й напруги,  
фазозсувні і буферні підсилювачі,  
підсилювачі сигналу неузгодженості для схем автоматичного регулювання,  
генератори синусоїдальних, прямокутних і складних сигналів,  
одновібратори,  
пікові і лінійні детектори,  
дискримінатори фази й амплітуди,  
тригери Шмідта,  
свіпгенератори,  
стабілізатори напруги,  
джерела опорних потенціалів,  
активні фільтри,  
каскади з реактивними властивостями (інтегруючі, диференціюючі, смугові).

У вимірювальній техніці на ОП будують схеми  
нуль-компараторів,  
трансформаторів провідності й опору,  
електрометричних підсилювачів,  
підсилювачів вибірки-зберігання,

виконання обчислювальних операцій – алгебраїчних, інтегрування, диференціювання, логарифмування й т.п.

Умовні позначення операційного підсилювача наведено на рис. 9.5.

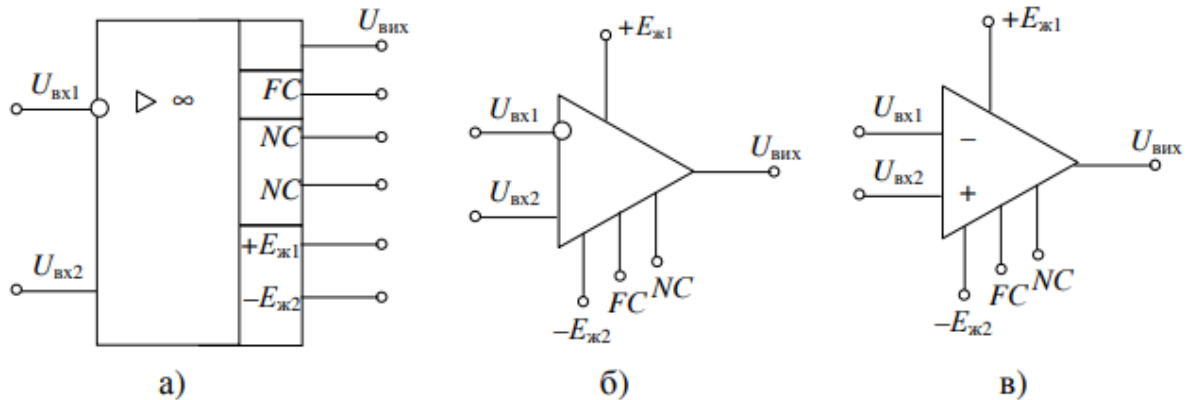
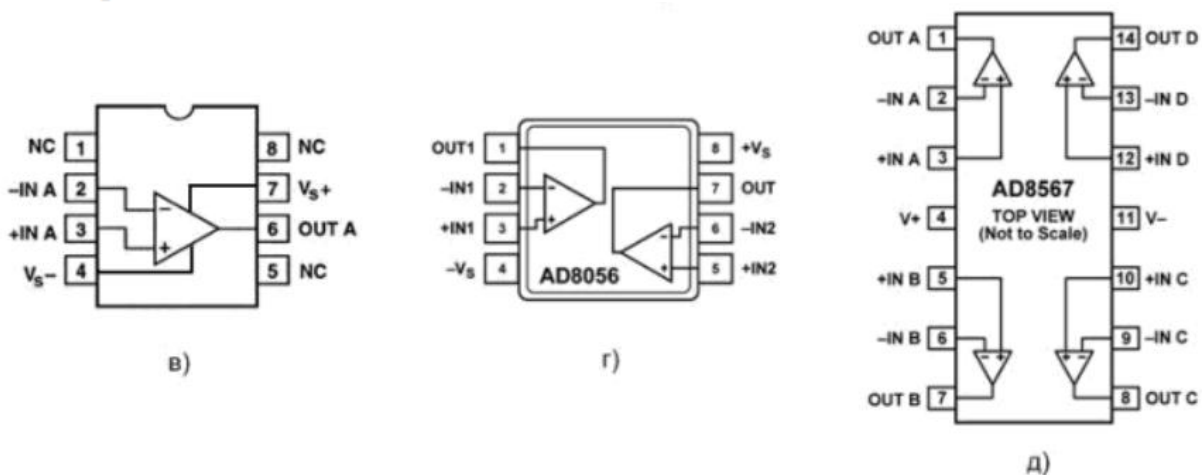


Рисунок 9.5 – Умовні позначення операційного підсилювача а – згідно ЄСКД; б – за функціональною ознакою (підсилювач); в – застаріле позначення



$$K_{\text{ОП}} = \frac{U_{\text{ВИХ}}}{U_{\text{ВХ Д}}} = \frac{U_{\text{ВИХ}}}{U_{\text{ВХ2}} - U_{\text{ВХ1}}}$$

Операційний підсилювач має два виводи для підключення джерела живлення: +Еж1, –Еж2. Для ОП використовується, як правило, симетричне (відносно корпусу) джерело живлення ( $\pm E_{\text{ж}}$ ), таке живлення називають двополярним, може використовуватися також несиметричне (однополярне) живлення. ОП здатні працювати у широкому діапазоні напруг джерел живлення з типовими значеннями для загального застосування від  $\pm 1,5$  (В) до  $\pm 18$  (В)

Виводи, що служать для підключення кіл корекції нуля ОП, позначаються символами NC, а для підключення елементів частотної корекції – символами FC.

Операційний підсилювач за своїми характеристиками і параметрами наближається до «ідеального» підсилювача.

### Параметри ідеального ОП:

- 1) нескінченний коефіцієнт підсилення напруги ( $K_{\text{ОП}} \rightarrow \infty$ );
- 2) нескінченний повний вхідний опір ( $Z_{\text{вх ОП}} \rightarrow \infty, \rightarrow i_{\text{вх}}=0$ );
- 3) нульовий повний вихідний опір ( $Z_{\text{вих ОП}} = 0$ );
- 4) рівна нулю вихідна напруга  $U_{\text{вих}} = 0$  при рівних напругах на обох входах  $U_{\text{вх2}} = U_{\text{вх1}}$ ;
- 5) нескінченна ширина смуги пропускання (відсутність затримки при проходженні сигналу через підсилювач).

На практиці жодна з цих властивостей не може бути здійснена повністю, проте до них можна наблизитися з достатньою точністю для багатьох застосувань.

Параметри операційного підсилювача

**Властивості ОП визначаються великим числом параметрів. Основними технічними показниками ОП є:**

1) Коефіцієнт підсилення напруги КОП, рівний відношенню вихідної напруги до диференційної вхідної напруги формула. Для сучасних ОП значення коефіцієнта підсилення дорівнює:  $КОП = 105 \dots 106$ .

2) Напруга джерела живлення  $E_{ж}$ , В при симетричному живленні.

3) Споживаний струм  $I_{спож}$ , мА. споживання струму операційним підсилювачем вкрай мала, буквально наноампер. Якщо ж на входах встановлені польові транзистори, воно обчислюється пикоамперами. Звідси можна зробити висновок, що входи не споживають струм, незалежно від того, який використовується операційний підсилювач, схема, принцип роботи залишається тим же.

4) Максимальна вихідна напруга: позитивного плеча (+ U ) вихтах ; негативного плеча (- U ) вихтах. Максимальна вихідна напруга звичайно на (1...2) В менша напруги живлення.

5) Коефіцієнт ослаблення синфазних вхідних напруг

$$K_{ос. сф. дБ} = 20 \lg \frac{U_{вих}}{U_{вх с}}$$

Значення цього коефіцієнта для сучасних ОП дорівнює (70...80) дБ. Ненульове посилення синфазного сигналу. Якщо на обидва входи ідеального ОП подати одну і ту саму напругу, то вихідний сигнал має дорівнювати нулеві. Однак, у реальних ОП значення вхідної синфазного напруги має деякий вплив на вихідну напругу. Цей вплив кількісно оцінюють коефіцієнтом послаблення синфазного сигналу, який визначається як відношення коефіцієнта підсилення диференціального сигналу до коефіцієнта підсилення синфазного сигналу ( $U_{вих диф} / U_{вх диф} / U_{вих синф} / U_{вх синф}$ ).

Типові значення: 104-106 ;

6) Вхідна напруга зміщення нуля  $U_{зм}$ , мВ, дорівнює напрузі, яку необхідно подати на диференційний вхід, щоб  $U_{вих} = 0$ .  $U_{зм} = 10^{-3} - 10^{-6}$  (В) . Напруга зміщення – це дуже важливий параметр, який обмежує точність ОП, наприклад, при порівнянні двох напруг;

7) Вхідний струм зміщення  $I_{зм}$ , нА, дорівнює середньому струму, що протікає у вхідних колах ОП при  $U_{вих} = 0$ .

8) Різниця вхідних струмів зміщення  $\Delta I_{зм} = |I_{зм+} - I_{зм-}|$ , нА, яка визначається при  $U_{вих} = 0$ .

9) Вхідний опір ОП  $R_{вх}$  ОП для диференційного сигналу. Вхідний опір (не менший від 400 кОм) забезпечує типові значення вхідного струму  $i_{вх} = 10^{-9} - 10^{-12}$  (А) ;

10) Вихідний опір ОП  $R_{вих}$  ОП при подачі диференційного вхідного сигналу.

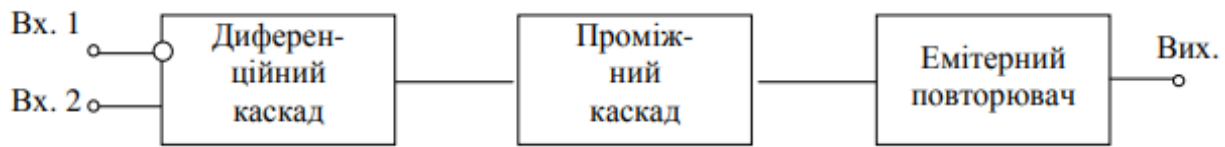
11) Частота одиничного підсилення  $f_1$ , на якій модуль коефіцієнта підсилення ОП дорівнює одиниці, тобто  $|K_{ОП}| = 1$  або КОП, дБ =  $20 \lg КОП = 0$  дБ.

· · · Обмежена смуга пропускання у десятки-сотні МГц.

Структура операційного підсилювача

Більшість операційних підсилювачів виконується у вигляді трикаскадних підсилювачів. Структуру схему ОП наведено на рис..





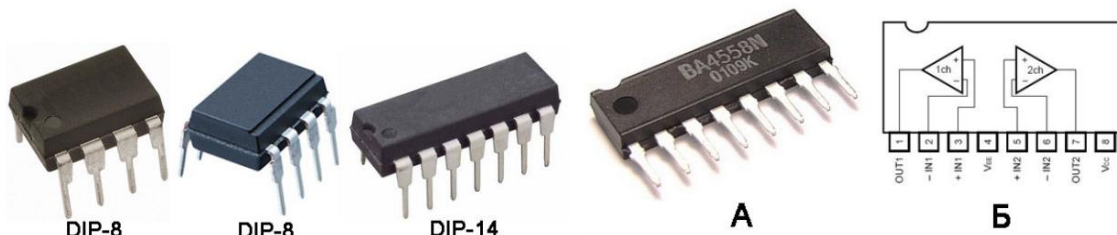
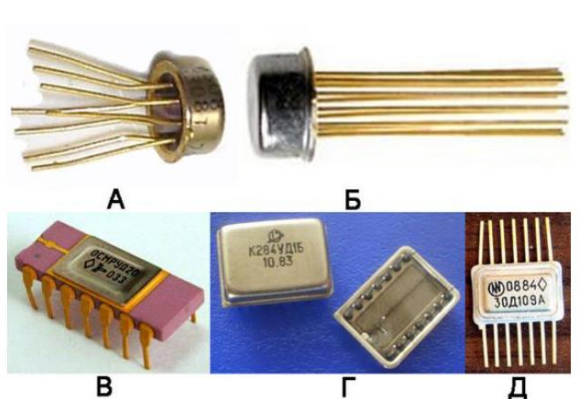
Структурна схема операційного підсилювача

Вхідний каскад, який виконується за схемою диференціального підсилювача і забезпечує високий вхідний опір приладу та великий коефіцієнт підсилення на фоні малих шумів, велике ослаблення синфазного вхідного сигналу. Диференційний підсилювач має також великий вхідний опір для будь-яких вхідних сигналів. Вхідний каскад є найбільш відповідальним каскадом ОП.

Підсилювач напруги, який має дуже великий коефіцієнт підсилення за напругою. За вхідним слідує проміжний каскад, який здійснює основне підсилення струму і напруги ОП. В ОП використовується безпосередній (гальванічний) зв'язок між каскадами, тому проміжний каскад повинен забезпечити також пониження напруги спокою, щоб на виході ОП напруга спокою дорівнювала нулю.

Вихідний підсилювач, який зазвичай виконується за схемою емітерного повторювача, що забезпечує підсилення за потужністю, малий вихідний опір та високу навантажувальну здатність за струмом (струм, достатній для живлення передбачуваного навантаження). Крім того, цей каскад повинен мати великий вхідний опір, щоб не навантажувати проміжний каскад. Як вихідний каскад в ОП використовується двотактний емітерний повторювач.

З розвитком інтегральної технології ОП стали виготовляти двокаскадними без підсилювача напруги.



SIP-8

Вивідний монтаж



Поверхневий монтаж (SMD)

## Яку схему краще використовувати

Більшість розробників віддають перевагу неінвертуючим підсилювачам, так як у них дуже високий імпеданс на вході. І нехтують схемами інвертуючого типу. Зате в останнього є величезна перевага – він не вимогливий до самого операційного підсилювача, який є його «серцем». Крім того, характеристики, насправді, у нього значно краще.

При побудові різного типу схем перевагу віддають інвертуючому підсилювачу.

Неінвертуючий підсилювач іноді використовують як повторювач (або буфер), це коли у виразі (4.2)  $R1 \gg R2$ , то  $K_{\text{неінв}} = \sim 1$ . Такий підсилювач має великий вхідний опір і малий вихідний.

### Схема повторювача

По суті, це неінвертуючий підсилювач, в якому перший опір резистора нескінченно велике, а у другого дорівнює нулю. При цьому коефіцієнт підсилення дорівнює одиниці. Є спеціальні типи операційних підсилювачів, що використовуються в техніці лише для схем повторювачів. У них значно кращі характеристики – як правило, це висока швидкодія. В якості прикладу можна навести такі операційні підсилювачі як ОРА633 LM310 TL068. Останній має корпус, як у транзистора, а також три висновки. Дуже часто такі підсилювачі називають просто буферами. Справа в тому, що вони володіють властивостями ізолятора (дуже великий вхідний імпеданс і вкрай низький вихідний). Приблизно за таким принципом будується і схема підсилювача струму на операційному підсилювачі.

### Поняття зворотного зв'язку

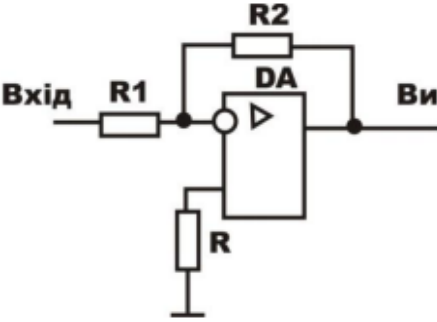
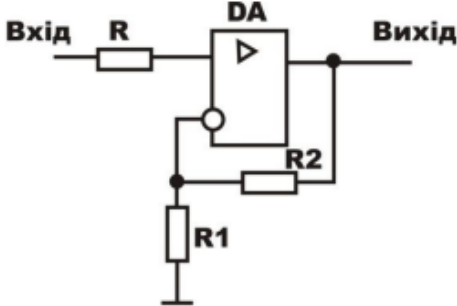
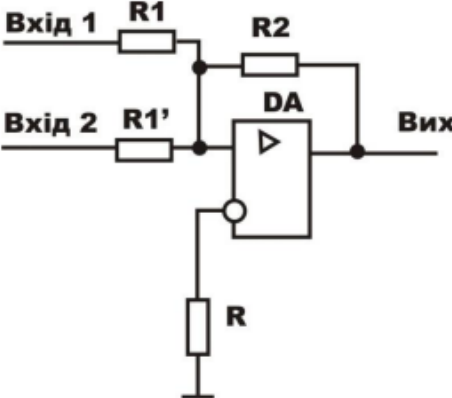
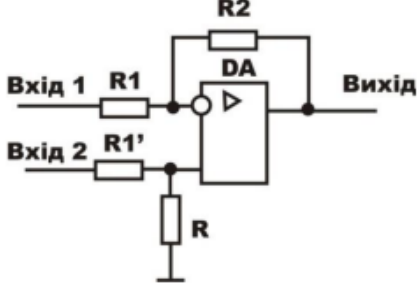
Це поширене поняття, і воно вже застосовується в широких поглядів у всіх областях техніки. В будь-якій системі управління є зворотний зв'язок, яка порівнює вихідний сигнал і задане значення (еталонне). В залежності від того, яке значення поточне - відбувається коригування в потрібну сторону. Причому системою управління може бути що завгодно, навіть автомобіль, що їде по дорозі. Водій тисне на гальма, і зворотній зв'язок тут – початок уповільнення. Провівши аналогію з таким простим прикладом, можна краще розібратися зі зворотним зв'язком в електронних схемах. А негативна зворотній зв'язок – це якщо б при натиску педалі гальма автомобіль прискорювався.

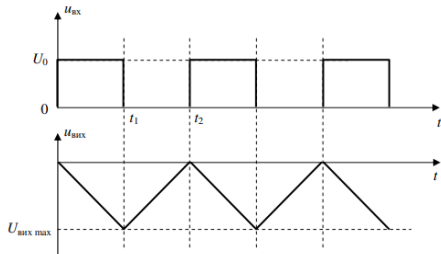
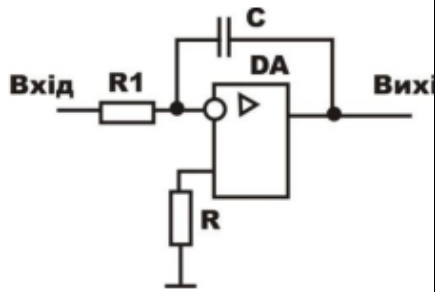
В електроніці зворотним зв'язком називають процес, під час якого відбувається передача сигналу з виходу на вхід. При цьому відбувається також погашення сигналу на вході. З одного боку, це не дуже гарна ідея, адже може здатися, що значно зменшиться коефіцієнт підсилення. Такі відгуки, до речі, отримували основоположники розробки зворотного зв'язку в електроніці. Але варто розібратися детальніше в її вплив на операційні підсилювачі - практичні схеми розглянути. І стане ясно, що вона і правда трохи зменшує коефіцієнт посилення, але зате дозволяє трохи поліпшити інші параметри:

- Згладити частотні характеристики (приводить їх до необхідної).
- Дозволяє передбачати поведінку підсилювача.
- Здатна усунути нелінійність і спотворення сигналу.

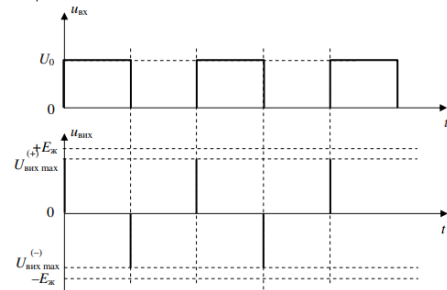
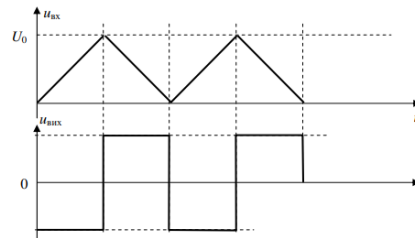
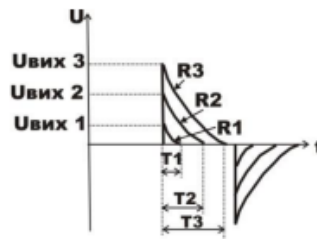
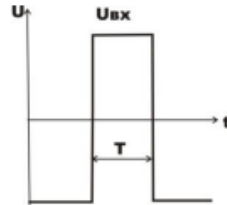
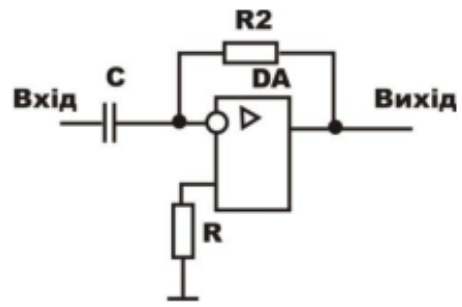
Чим глибше зворотній зв'язок (мова йде про негативну), тим менший вплив чинять на підсилювач характеристики з розімкнутої ОС. Результат – усі параметри залежать тільки від того, які властивості має схема. Варто звернути увагу на те, що всі операційні підсилювачі працюють в режимі з дуже глибоким зворотним зв'язком. А коефіцієнт підсилення по напрузі (з її розімкнутої петлею) може досягати навіть кількох мільйонів. Тому схема підсилювача на операційному підсилювачі вкрай вимоглива до дотримання всіх параметрів по харчуванню та рівню вхідного сигналу.

### Схеми включення ОП

Інвертуючий ОП	Неінвертуючий ОП
	
$K_{\text{інв}} = -\frac{R2}{R1},$ <p>де <math>R1</math> — опір вхідного кола;  <math>R2</math> — опір у колі зворотного зв'язку.</p>	$K_{\text{неінв}} = 1 + \frac{R2}{R1}$
<p><b>Інвертуючий суматор</b>          Для отримання алгебраїчної суми кількох вхідних сигналів</p>	<p><b>Віднімач напруг інвертуючий</b>          Для отримання різниці двох вхідних напруг</p>
	
<p>При рівності опорів <math>R1 = R1' = R2</math> на виході отримаємо сумарний проінвертований сигнал без підсилення.</p> $U_{\text{вих}} = -(U_{\text{вх2}} + U_{\text{вх1}}).$	<p>При рівності опорів <math>R1 = R1' = R2</math> на виході отримаємо різницю вхідних сигналів без підсилення:</p> $U_{\text{вих}} = U_{\text{вх2}} - U_{\text{вх1}}.$
<p><b>Інтегратор на ОП</b></p>	<p><b>Диференціюючий ОП</b></p>



$$U_{\text{вих max}} = -\frac{1}{RC} U_0 \cdot t_1$$

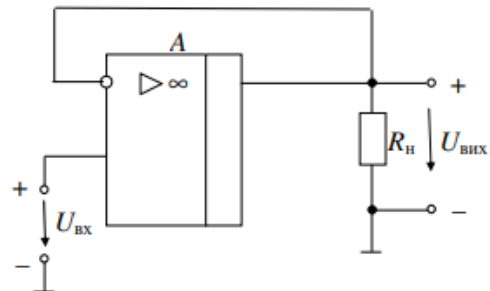
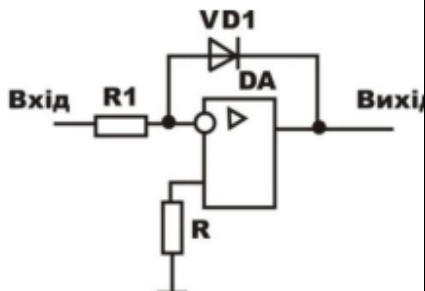


$$u_{\text{вих}} = -\frac{1}{R1 \cdot C} \int_0^t u_{\text{вх}} dt$$

$$u_{\text{вих}} = -R2 \cdot C \frac{du_{\text{вх}}}{dt}$$

### Логарифмуючий ОП

### Повторювач напруги



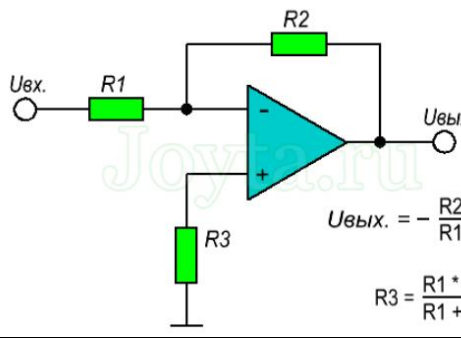
$$U_{\text{вих}} = -k \cdot \ln \frac{U_{\text{вх}}}{R1}$$

де  $k$  — коефіцієнт, що характеризує температурний

$$U_{\text{вих}} = U_{\text{вх}}, K = 1.$$

Вхідний опір повторювача великий ( $R_{\text{вх}} \rightarrow \infty$ ), вихідний опір малий ( $R_{\text{вих}} \rightarrow 0$ ).

Повторювач використовується

потенціал р-n переходу	як буферний або розв'язуючий підсилювач.
	

Варто також зазначити, що одним підсилювальним каскадом такий коефіцієнт підсилення не реалізують, необхідно як мінімум два підсилювальних каскади з більшим та меншим коефіцієнтом підсилення.

Для виключення синфазної складової необхідно використовувати диференційне включення операційного підсилювача (ОП). Така схема призначена для підсилення малих різницевої та послаблення великих синфазних сигналів, оскільки на обидва входи підсилювача подається однаковий сигнал, а на виході ми отримуємо різницю цих сигналів (в даному випадку синфазна складова дорівнює нулю). Але в цьому випадку значно підсилюється протифазна завада.

Найкращим варіантом для методичної техніки є використання інструментальних підсилювачів - прецизійні підсилювачі, які мають диференціальний вхід, а вихід диференціальний або несиметричний по відношенню до опорної напруги. Ці підсилювачі забезпечують посилення різниці між напругою двох вхідних сигналів, послабляючи будь-які сигнали, які є загальними для обох входів. Класична побудова інструментального підсилювача – на трьох підсилювачах (рис. 4.2).

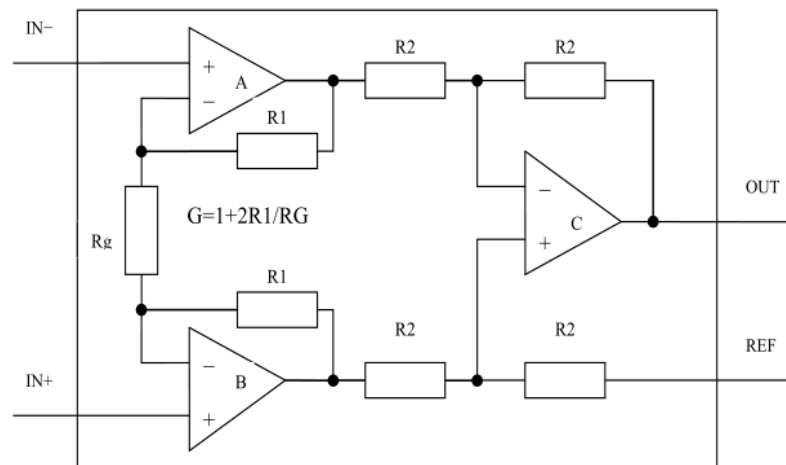


Рисунок 4.2 – Класична будова інструментального підсилювача

### Електричні фільтри

Важливою складовою розглянутих підсилювальних вузлів є вузли фільтрації сигналів (ФС), які дозволяють підняти відношення сигнал/шум і тим самим підвищити завадостійкість систем знімання сигналів.

**Електричним фільтром** називається пристрій, в якому із спектра поданих на його вхід електричних коливань виділяються (пропускаються на вихід) складові, розташовані в заданій смузі частот та подавляються (не пропускаються) усі інші складові.

Електричні фільтри використовуються в системах багатоканального зв'язку, радіопристроях, пристроях автоматики, вимірювальній та обчислювальній техніці тощо – усюди, де передаються електричні сигнали при наявності інших сигналів, що заважають та відрізняються від корисних за частотним складом. Фільтри застосовуються також у випрямлячах пристроїв живлення РЕА для згладжування пульсацій випрямленого струму.

**Основними параметрами фільтрів є:**

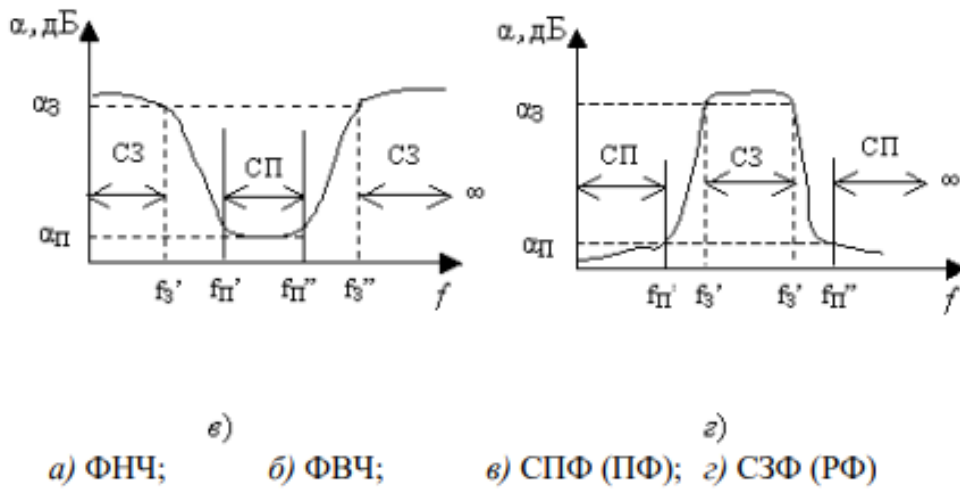
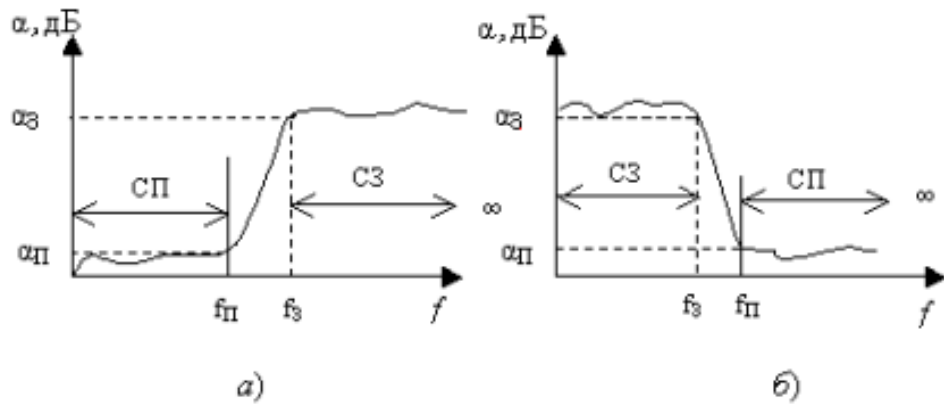
- смуга пропускання;
- смуга загородження;
- частота зрізу;
- згасання в смузі пропускання;
- згасання в смузі загородження;
- крутизна частотної характеристики згасання (коефіцієнт прямокутності);
- хвильовий (характеристичний) опір.

Селективні властивості фільтра характеризуються його передаточною функцією або амплітудно-частотною (АЧХ) та фазочастотною (ФАХ) характеристиками.

**За виглядом частотної характеристики згасання (пропускання) електричні фільтри підрозділяються на:**

- фільтри нижніх частот (ФНЧ), що пропускають коливання з частотами не вище деякої граничної  $f_{п}$  та подавляють коливання з частотами вище  $f_{з}$  (рис. 3. 1, а);
- фільтри верхніх частот (ФВЧ), що пропускають коливання з частотами вище деякої граничної  $f_{п}$  та подавляють коливання з частотами нижче  $f_{з}$  (рис. 3. 1, б);
- смуго–пропускаючі фільтри (СПФ) або смугові, що пропускають коливання тільки в заданому інтервалі частот від  $f_{п'}$  до  $f_{п''}$  (рис. 3.1, в);
- смуго–загороджуючі фільтри (СЗФ) або режекторні фільтри (РФ), що подавляють коливання тільки в заданому інтервалі частот від  $f_{з'}$  до  $f_{з''}$  (рис. 3. 1, г).

***Принцип роботи LC- та RC-фільтрів оснований на використанні залежності реактивного опору ємності та індуктивності від частоти електричного сигналу.***



СП – смуга пропускання; СЗ – смуга загородження;  
 $\alpha_{П}$  – згасання в смузі пропускання;  
 $\alpha_{З}$  – згасання в смузі загородження;

### Конструкції фільтрів

В діапазоні від одиниць Гц до десятків кГц найбільш часто використовуються **пасивні або активні RC-фільтри**, виконані на дискретних резисторах та конденсаторах.

В діапазоні частот від одиниць кГц до десятків МГц одержали поширення **LC-фільтри на дискретних елементах**.

*Принцип роботи LC- та RC-фільтрів оснований на використанні залежності реактивного опору ємності та індуктивності від частоти електричного сигналу.*

Для фільтрації сигналів, частота яких складає долі Гц, служать **електротеплові фільтри (ЕТФ)**. Конструкція ЕТФ представляє собою стрижень із джерелом тепла та термоелектричним перетворювачем.

Електромеханічні фільтри виконуються на основі дискових, циліндричних, пластинчатих та камертонних резонаторів. В таких конструкціях фільтрів використовується явище механічного резонансу. Електромеханічні фільтри використовуються в діапазоні від декількох Гц до 1 МГц.

Високі фільтруючі властивості мають п'єзоелектричні СПФ та СЗФ. Матеріалом для їх виготовлення є п'єзокварц або п'єзokerаміка. П'єзокварцові фільтри виконуються на дискретних елементах – кварцових резонаторах у поєднанні з котушками індуктивності та конденсаторами. Використовуються також монолітні 40 багаторезонаторні п'єзокварцові фільтри. В таких конструкціях зв'язок між резонаторами здійснюється за допомогою акустичних хвиль – об'ємних (для фільтрів,

застосовуваних в діапазоні від декількох МГц до десятків МГц) або поверхневих (в діапазоні від декількох МГц до 1-2 ГГц).

В техніці **надвисоких частот (НВЧ)** електричні фільтри реалізують на відрізках **довгих ліній (хвилеводних, коаксіальних та смужкових)**, що являють собою коливальні системи (резонатори) з розподіленими параметрами.

В діапазоні **100 МГц – 10 ГГц** використовують **гребінчасті, шпилькові, зустрічноштирькові, східчасті конструкції електричних фільтрів**. Конструктор, що проектує фільтри, повинен знати, що конструкція фільтра, технологія його виготовлення, а також принцип роботи визначається робочим діапазоном частот та необхідним видом частотної характеристики згасання.

**LC-фільтри** підрозділяються на фільтри типа К та типа m. Перевагою фільтрів типа К є безперервне зростання згасання в смузі загородження та простота схеми.

*До недоліків LC-фільтрів типа К слід віднести малу крутизну частотної характеристики згасання та залежність хвильового опору фільтра від частоти. Ці недоліки можна усунути, якщо застосувати більш складні схеми LC-фільтрів – фільтри типа m. Частотна характеристика згасання в цих фільтрах має велику крутизну, згасання на певних частотах досягає великого значення, після чого зменшується. Ці частоти називаються частотами нескінченного згасання.*

Схеми та розрахункові формули для LC- фільтрів типа m наведені в таблиці 3.3.

Тип фільтра	Схеми фільтрів		
	Г-подібна ланка	пів-Т-подібна ланка	П-подібна ланка
ФНЧ			
ФВЧ			
СПФ			
СЗФ			



Таблиця 3. 2 – Характеристики згасання та розрахункові формули для LC- фільтрів типа К

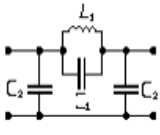
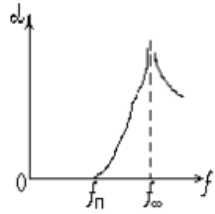
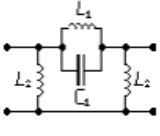
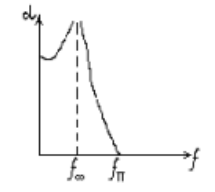
Характеристики згасання	Розрахункові формули $L, мГн; C, мкФ; R_H, Ом; f, кГц.$	$X$
	$L = \frac{0.32R_H}{f_n}; C = \frac{320}{R_H f_n}$	$\frac{f}{f_n}$
	$L = \frac{0.08R_H}{f_n}; C = \frac{80}{R_H f_n}$	$\frac{f_n}{f}$
	$L_1 = \frac{0.32R_H}{\Delta f}; L_2 = \frac{0.08\Delta f R_H}{f_n' f_n''}$ $C_1 = \frac{80\Delta f}{R_H f_n' f_n''}; C_2 = \frac{320}{R_H \Delta f}$	$\eta$
	$L_1 = \frac{0.32R_H \Delta f}{f_3' f_3''}; L_2 = \frac{0.08R_H}{\Delta f}$ $C_1 = \frac{80}{\Delta f R_H}; C_2 = \frac{320\Delta f}{R_H f_3' f_3''}$	$\frac{1}{\eta}$

*До недоліків LC-фільтрів взагалі треба віднести: їх низьку технологічність, необхідність екранування котушок, на низьких частотах розміри та маса котушок індуктивності стають значними.*

Конструкція LC-фільтра в значній мірі впливає на його електричні параметри. **При проектуванні LC-фільтрів конструктор повинен дотримуватися наступних правил:**

- з'єднувальні провідники повинні бути по можливості коротші та приєднані до корпусу (екрана) в найближчій точці;
- котушки індуктивності повинні виконуватися на тороїдальних або броньових осердях та мати мінімальну власну ємність;
- для зменшення індуктивного зв'язку між котушками фільтра, працюючого в області високих частот ( $f > 10$  кГц) їх необхідно розносити та розташовувати перпендикулярно одна відносно іншої;
- значне зменшення індуктивного та ємнісного зв'язків між елементами фільтра досягається використанням екранів.

Таблиця 3.3 – Схеми та розрахункові формули для LC-фільтрів типа m

Тип фільтра	Схема фільтра	Характеристика згасання	Розрахункові формули	
			m	L, мГн; C, мкФ; f, кГц; R <sub>H</sub> , Ом
ФНЧ			$\sqrt{1 - \left(\frac{f}{f_{\infty}}\right)^2}$	$L_1 = \frac{0.32mR_H}{f_{\pi}}$ $C_1 = \frac{80(1-m^2)}{m f_{\pi} R_H}$ $C_2 = \frac{160m}{f_{\pi} R_H}$
ФВЧ			$\sqrt{1 - \left(\frac{f_{\infty}}{f}\right)^2}$	$L_1 = \frac{0.32mR_H}{(1-m^2)f_{\pi}}$ $L_2 = \frac{0.16R_H}{f_{\pi} m^2}$ $C_1 = \frac{80}{m f_{\pi} R_H}$

Селективні властивості RC-фільтрів на відміну від фільтрів, що містять індуктивності, обумовлені тільки залежністю від частоти ємнісного опору конденсатора.

**До переваг пасивних RC-фільтрів** відносяться простота конструкції, низька вартість, нечутливість до магнітних полів, можливість побудови малогабаритних схем для самих низьких частот тільки за рахунок збільшення номіналів резисторів.

**До недоліків пасивних RC-фільтрів** слід віднести великі втрати енергії у резисторах. З цієї причини селективність RC-фільтрів гірша, ніж LC-фільтрів. Тому на практиці пасивні RC-фільтри використовуються в ролі частотозалежного елемента активного фільтра, складовою частиною якого є підсилювач, компенсуючий внесені RC-колом згасання.

Основними характеристиками RC-фільтра є його АЧХ та ФЧХ. Для фільтра нижніх частот вони описуються виразами:

$$K(f) = \frac{1}{\sqrt{1 + (f/f_1)^2}}, \quad K(f) = 20 \lg \frac{1}{\sqrt{1 + (f/f_1)^2}}, \text{ дБ} \quad (3.12)$$

$$\varphi(f) = -\arctg(f/f_1), \quad (3.13)$$

де  $f_1 = 1/2\pi RC$  - частота зрізу ФНЧ.

Перехідна область між смугою пропускання та смугою загородження характеризується частотою зрізу  $f_1$ , на якій коефіцієнт передачі напруги RC-фільтра зменшується в  $\sqrt{2}$  рази (на -3 дБ)

порівняно з максимальним значенням, та частотою  $f_2$ , на якій коефіцієнт передачі RC-фільтра зменшується у певне число разів, наприклад у 10, порівняно з його значенням у смузі пропускання.

Таблиця 3.4 – Схеми та розрахункові формули для RC-фільтрів

Тип фільтра	Назва	Схема	АЧХ	Розрахункові формули R, кОм; C, мкФ; f, Гц
ФНЧ	одноланковий			$f_1 = \frac{160}{RC}, \frac{f_2}{f_1} = 10$
ФВЧ	одноланковий			$f_1 = \frac{160}{RC}, \frac{f_2}{f_1} = 10$
СПФ	Г-подібне RC-коло			$R_2 = R; C_2 = C; R_1 = mR$ $C_1 = \frac{C}{m}; f_0 = \frac{16}{RC};$ $K_0 = \frac{1}{1+2m}; Q = \frac{m}{1+2m}$
СЗФ	Т-подібний RC-міст			$C_1 = C_2 = C; R_1 = R$ $R_2 = \frac{R}{m}; f_0 = \frac{1}{\sqrt{m}} \cdot \frac{160}{RC};$ $K_0 = \frac{2}{2+m}; Q = \frac{\sqrt{m}}{2+m}$

**До недоліків активних RC-фільтрів слід віднести:**

- неможливість використання у силових колах, наприклад, у ролі фільтрів випрямлячів джерел живлення РЕА;
- потреба у джерелі живлення для підсилювача;
- обмежений частотний діапазон, що визначається частотними властивостями підсилювачів, які використовуються.

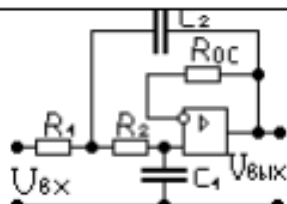
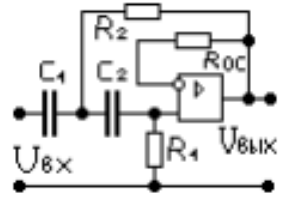
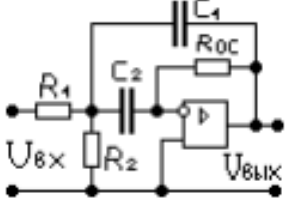
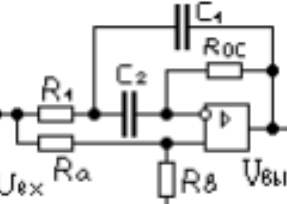
На частотах нижче 100 кГц у LC-фільтрах потрібні великі індуктивності, які за своїми розмірами значно перевищують інтегральні мікросхеми. Електромеханічні та п'єзоелектричні фільтри на цих частотах також виходять великими. Тому на частотах нижче 100 кГц широке застосування знаходять активні RC-фільтри, що представляють собою підсилювач охоплений частотнозалежним від'ємним зворотнім зв'язком.

У схемах активних RC-фільтрів широко використовуються операційні підсилювачі. Схеми та розрахункові формули активних фільтрів Баттерворта (другого порядку) наведені в таблиці 3.5.

**Перевагами активних RC-фільтрів є:**

- здатність підсилювати сигнал, що лежить в смузі пропускання;
- малі маса та габарити, які слабо залежать від смуги пропускання, що особливо важливо при розробці пристроїв, працюючих у низькочастотній області;
- простота каскадного з'єднання при побудові фільтрів високих порядків.

Таблиця 3.5 – Схеми та розрахункові формули для фільтрів Баттерворта

Тип фільтра	Схема	Розрахункові формули R, кОм; C, мкФ; f, Гц
ФНЧ		$R_1=R_2=R$ вибираємо підходящий номінал в діапазоні (10-100) кОм, $R_{OC}=2R, \omega_3=2\pi f_3,$ $C_1 \approx 0,707/\omega_3 R, C_2=2C_1$
ФВЧ		$C_1=C_2=C$ вибираємо підходящий номінал, $R_{OC}=R_1, R_1=\sqrt{2}/\omega_3 C,$ $R_2=0,5R_1$
СПФ		$C_1=C_2=C$ вибираємо підходящий номінал, $R_2=2Q/\omega_3 C, R_1=R_2/2K_0,$ $R_{OC}=R_2/(4Q^2-2K_0)$
СЗФ		$C_1=C_2=C$ вибираємо підходящий номінал, $R_2=2Q/\omega_3 C, R_1=R_2/4Q^2,$ $R_a=(1-2) \text{ кОм}, R_b=2Q^2 R_a$

### Поради практичного застосування

В діапазоні від одиниць Гц до десятків кГц найбільш часто використовуються пасивні або активні RC-фільтри, виконані на дискретних резисторах та конденсаторах.

В діапазоні частот від одиниць кГц до десятків МГц одержали поширення LC-фільтри на дискретних елементах.

*Принцип роботи LC- та RC-фільтрів оснований на використанні залежності реактивного опору ємності та індуктивності від частоти електричного сигналу.*

Для фільтрації сигналів, частота яких складає долі Гц, служать електротеплові фільтри (ЕТФ). Конструкція ЕТФ представляє собою стрижень із джерелом тепла та термоелектричним перетворювачем.

Електромеханічні фільтри виконуються на основі дискових, циліндричних, пластинчатих та камертонних резонаторів. В таких конструкціях фільтрів використовується явище механічного резонансу. Електромеханічні фільтри використовуються в діапазоні від декількох Гц до 1 МГц.

Високі фільтруючі властивості мають п'єзоелектричні СПФ та СЗФ. Матеріалом для їх виготовлення є п'єзокварц або п'єзокераміка. П'єзокварцові фільтри виконуються на дискретних елементах – кварцових резонаторах у поєднанні з котушками індуктивності та конденсаторами. Використовуються також монолітні 40 багаторезонаторні п'єзокварцові фільтри. В таких конструкціях зв'язок між резонаторами здійснюється за допомогою акустичних хвиль – об'ємних (для фільтрів,

застосовуваних в діапазоні від декількох МГц до десятків МГц) або поверхневих (в діапазоні від декількох МГц до 1-2 ГГц).

В техніці **надвисоких частот (НВЧ)** електричні фільтри реалізують на відрізках **довгих ліній (хвилеводних, коаксіальних та смужкових)**, що являють собою коливальні системи (резонатори) з розподіленими параметрами.

В діапазоні **100 МГц – 10 ГГц використовують гребінчасті, шпилькові, зустрічноштирькові, східчасті конструкції електричних фільтрів**. Конструктор, що проектує фільтри, повинен знати, що конструкція фільтра, технологія його виготовлення, а також принцип роботи визначається робочим діапазоном частот та необхідним видом частотної характеристики згасання.

*До переваг пасивних RC-фільтрів* відносяться простота конструкції, низька вартість, нечутливість до магнітних полів, можливість побудови малогабаритних схем для самих низьких частот тільки за рахунок збільшення номіналів резисторів.

*До недоліків пасивних RC-фільтрів* слід віднести великі втрати енергії у резисторах. З цієї причини селективність RC-фільтрів гірша, ніж LC-фільтрів. Тому на практиці пасивні RC-фільтри використовуються в ролі частотнозалежного елемента активного фільтра, складовою частиною якого є підсилювач, компенсуючий внесені RC-колом згасання.

*До недоліків активних RC-фільтрів слід віднести:*

- неможливість використання у силових колах, наприклад, у ролі фільтрів випрямлячів джерел живлення РЕА;
- потреба у джерелі живлення для підсилювача;
- обмежений частотний діапазон, що визначається частотними властивостями підсилювачів, які використовуються.

На частотах нижче 100 кГц у LC-фільтрах потрібні великі індуктивності, які за своїми розмірами значно перевищують інтегральні мікросхеми. Електромеханічні та п'єзоелектричні фільтри на цих частотах також виходять великими. Тому на частотах нижче 100 кГц широке застосування знаходять активні RC-фільтри, що представляють собою підсилювач охоплений частотнозалежним від'ємним зворотнім зв'язком.

У схемах активних RC-фільтрів широко використовуються операційні підсилювачі. Схеми та розрахункові формули активних фільтрів Баттерворта (другого порядку) наведені в таблиці 3.5.

*Перевагами активних RC-фільтрів є:*

- здатність підсилювати сигнал, що лежить в смузі пропускання;
- малі маса та габарити, які слабо залежать від смуги пропускання, що особливо важливо при розробці пристроїв, працюючих у низькочастотній області;
- простота каскадного з'єднання при побудові фільтрів високих порядків.

### **Аналого-цифрові перетворювачі (АЦП)**

Аналого-цифрові перетворювачі (АЦП) призначені для перетворення аналогової інформації (звичайно у вигляді напруги) у цифровий код (двійковий цифровий код).

Застосовують АЦП у мікропроцесорних системах, у цифрових вимірювальних приладах.

Процедура аналого-цифрового перетворення неперервних сигналів, яку реалізують за допомогою АЦП, це перетворення неперервної функції часу  $U(t)$ , яка описує вхідний

сигнал, у послідовність чисел  $\{U'(t_j)\}$ ,  $j=0,1,2,\dots$ , що віднесені до деяких фіксованих моментів часу. Цю процедуру можна розділити на дві самостійні операції. Перша з них називається дискретизацією і полягає в перетворенні неперервної функції часу  $U(t)$  в неперервну послідовність  $\{U(t_j)\}$ . Друга називається квантуванням і полягає в перетворенні неперервної послідовності в дискретну  $\{U'(t_j)\}$ .

Процес послідовного перетворення безперервного аналогового сигналу називається дискретизацією. Дискретизація буває двох видів:

1. За часом
2. За амплітудою

Дискретизація за часом називається операцією вибірки.

А дискретизація за амплітудою сигналу – квантуванням за рівнем.

Дискретизація аналогового сигналу полягає в тому, що сигнал подається у вигляді послідовності значень, взятих в дискретні моменти часу. Ці значення називаються *відліками*.  $\Delta t$  називається *інтервалом дискретизації*.

При квантуванні вся область значень сигналу розбивається на рівні. Відстань між цими рівнями називається кроком квантування  $\Delta$ . Число цих рівнів рівне  $N$  (від 0 до  $N-1$ ). Кожному рівню присвоюється деяке число. Відліки сигналу порівнюються з рівнями квантування і як сигнал вибирається число, що відповідає певному рівню квантування.

Не слід плутати квантування з дискретизацією (і, відповідно, **рівень квантування** з частотою дискретизації). При дискретизації величина, що змінюється в часі (сигнал) заміряється із заданою частотою (частотою дискретизації), таким чином, дискретизація розбиває сигнал за часовою складовою (на графіку — по вертикалі). Квантування ж приводить сигнал до заданих значень, тобто, розбиває за рівнем сигналу (на графіку — по горизонталі). Сигнал, до якого застосована і дискретизація і квантування, називається цифровим.

При оцифровці сигналу рівень квантування називають також **глибиною дискретизації** або **розрядністю**. Глибина дискретизації вимірюється в бітах і позначає кількість біт, що виражають амплітуду сигналу. Чим більше глибина дискретизації, тим точніше цифровий сигнал відповідає аналоговому.

Частота, з якою проводяться цифрові значення, отримала назву частота дискретизації (Sampling rate) АЦП.

Точність встановлення обмежена похибкою квантування. Проте, відповідно до теореми Котельникова-Шеннона точне відновлення можливе тільки, якщо частота дискретизації вища, ніж подвоєна максимальна частота в спектрі сигналу.

Частота дискретизації  $f_d$  вибирається:  $f_d \geq 2 f_v$ .

**Основними параметрами і характеристиками АЦП є:**

- число розрядів  $n$  вихідного коду;
- роздільна здатність  $h$  – мінімальний квант вхідної напруги, за якої вихідний код змінюється на одиницю молодшого розряду;
- нелінійність ( $\delta_L$  – максимальне відхилення вихідного коду від розрахункового значення у всьому діапазоні шкали);
- абсолютна похибка  $\delta_A$  – найбільше відхилення вихідного коду від розрахункового в кінцевій точці шкали;

- час перетворення  $t_{pr}$  – інтервал від моменту початку перетворення до появи на виході сталого коду; часто замість  $t_{pr}$  швидкодія АЦП характеризується частотою перетворення;

- діапазон і полярність вхідної напруги, число джерел живлення, струм споживання, можливість спільної роботи з мікропроцесорами.

### **Розрядність**

Розрядність АЦП характеризує кількість дискретних значень, які перетворювач може видати на виході. Вимірюється в бітах. Наприклад, АЦП, здатний видати 256 дискретних значень (0...255), має розрядність 8 бітів, оскільки  $2^8 = 256$ .

Розрядність може бути також визначена в величинах вхідного сигналу і виражена, наприклад, у вольтях. Розрядність за напругою дорівнює напрузі, що відповідає максимальному вихідному коду, який ділиться на кількість вихідних дискретних значень.

Наприклад:

Приклад 1. Діапазон вхідних значень = від 0 до 10 Вольт.

Розрядність АЦП 12 біт:

$2^{12} = 4096$  рівні квантування.

Роздільна здатність по напрузі:  $(10-0)/4096 = 0.00244$  Вольт = 2.44 мВ.

Приклад 2. Діапазон вхідних значень від -10 до +10 Вольт.

Розрядність АЦП 14 біт:  $2^{14} = 16384$  рівні квантування.

Розрядність по напрузі:  $(10-(-10)) / 16384 = 20 / 16384 = 0.00122$  Вольт = 1.22 мВ

На практиці розрядність АЦП обмежена відношенням сигнал / шум вхідного сигналу. При великій інтенсивності шумів на вході АЦП розпізнавання сусідніх рівнів вхідного сигналу стає неможливим, тобто погіршується розрядність. При цьому реальний доступний рівень розрядності описується ефективною розрядністю (effective number of bits — ENOB), яка менше, ніж реальна розрядність АЦП. При перетворенні сильно зашумленого сигналу молодші біти вихідного коду являються неприйнятними, оскільки містять шум. Для досягнення заявленої розрядності відношення С/Ш вхідного сигналу повинне бути приблизно 6 дБ на кожен біт розрядності.

### **Точність**

Є декілька джерел похибок АЦП. Похибки квантування і (вважаючи, що АЦП повинен бути лінійним) нелінійності властиві будь-якому аналого-цифровому перетворенню. Крім того, існують так звані апертурні помилки, які є наслідком джитера (англ. jitter) тактового генератора, вони виявляються при перетворенні сигналу в цілому (а не при одному відліку). Ці похибки вимірюються в одиницях, званих МЗР – молодший значущий розряд. У наведеному вище прикладі 8-бітового АЦП помилка в 1 МЗР складе  $1/256$  від повного діапазону сигналу, тобто 0,4 %.

### **Похибки квантування**

Похибки квантування є наслідком обмеженої розрядності АЦП. Цей недолік не може бути усунений при жодному типі аналого-цифрового перетворення. **Абсолютна величина помилки квантування при кожному відліку знаходиться в межах від нуля до половини МЗР.**

Як правило, амплітуда вхідного сигналу значно більша, ніж МЗР. В цьому випадку помилка квантування не корельована з сигналом і має рівномірний розподіл. Її середньоквадратичне значення співпадає з середньоквадратичним відхиленням розподілу. У разі 8-бітового АЦП це складе 0,113 % від повного діапазону сигналу.

## Нелінійність

Усім АЦП властиві помилки, пов'язані з нелінійністю, які є наслідком фізичної недосконалості АЦП. Це призводить до того, що передавальна характеристика (у вказаному вище сенсі) відрізняється від лінійної (точніше від бажаної функції, оскільки вона не обов'язково лінійна).

Помилки можуть бути зменшені шляхом калібрування. Важливим параметром, який описує нелінійність, є інтегральна нелінійність (INL) і диференційна нелінійність (DNL).

## Апертурна похибка

Припустимо ми оцифруємо синусоїдальний сигнал  $x(t) = A \sin 2\pi f t$ . В ідеальному випадку відліки беруться через рівні проміжки часу. Проте, в реальності момент часу взяття відліку схильний до флуктуацій із-за тремтіння фронту синхросигналу (clock jitter). Ефект апертурної похибки може бути проігнорований, якщо її значення невелике в порівнянні із похибкою квантування.

Таблиця 5.1 - Максимальна частота вхідного сигналу АЦП

Максимальна частота вхідного сигналу.				
Розрядність АЦП				
100 МГц	44.1 кГц	192 кГц	1 МГц	10 МГц
8 12.4 пс	28.2 нс	6.48 нс	1.24 нс	124 пс
10 3.11 пс	7.05 нс	1.62 нс	311 пс	31.1 пс
12 7.77 фс	1.76 нс	405 пс	77.7 пс	77.7 пс
14 194 фс	441 пс	101 пс	19.4 пс	19.4 пс
16 48.6 фс	110 пс	25.3 пс	4.86 пс	486 фс
18 12.1 фс	27.5 пс	6.32 пс	1.21 пс	121 фс
24 190 ас	430 фс	98.8 фс	19.0 фс	1.9 фс

Швидкість прийому/передачі у режимі 0 визначається частотою передачі і залежить тільки від резонансної частоти кварцового резонатора  $f_{\text{рез}}$ :

$$f = f_{\text{рез}} / 12 = 12 \cdot 10^6 / 12 = 10^6 \text{ Гц.}$$

За машинний цикл послідовний порт передає один біт інформації.

Час виконання команд мікроконтролером:

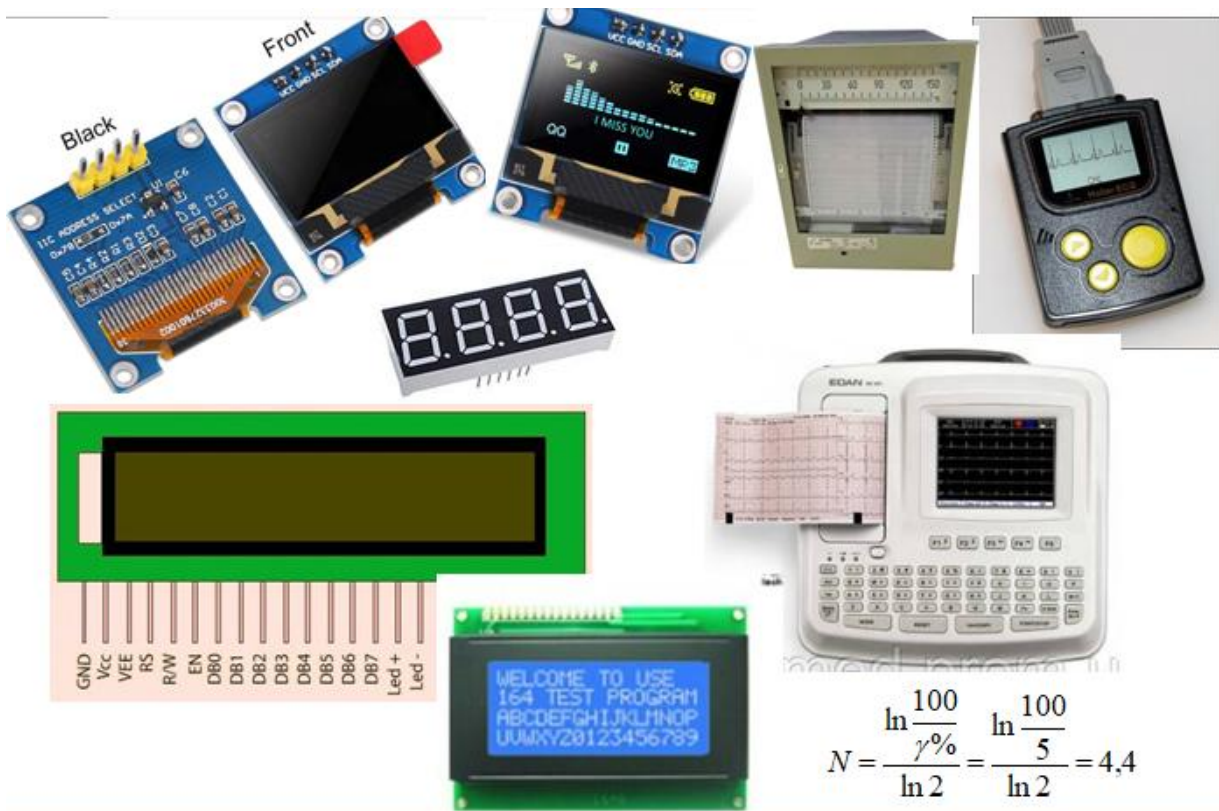
$$t = 1 / f_{\text{рез}} = 1 / 12 \cdot 10^6 = 0,083 \cdot 10^{-6} \text{ с.}$$

Для достовірного представлення інформації при обробці даних необхідно розрахувати розрядність АЦП та мікроконтролера. Розрахунок будемо проведемо виходячи з необхідної точності за формулою [11]

$$N = \frac{\ln \frac{100}{\gamma\%}}{\ln 2} = \frac{\ln \frac{100}{5}}{\ln 2} = 4,4,$$

де  $\gamma$  – похибка вимірювання.





Види пристроїв відображення інформації