

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 1

СИСТЕМА БІОМЕДИЧНИХ ВИМІРЮВАНЬ KL-720

Мета: Ознайомитись з навчальним комплексом KL-720, його головним модулем. Навчитись підключати експериментальні модулі до головного та працювати з програмним забезпеченням GUI.

Обладнання: Головний модуль KL-720, дев'ять експериментальних модулів, датчики та електроди.

1.1. Теоретичні відомості

1.1.1. Призначення та основні складові KL-720

Система біомедичних вимірювань (комплекс) KL-720 є навчальним обладнанням, що призначене для наочної демонстрації принципів проектування вимірювальних електричних схем і виконання практичних експериментів з реєстрації основних фізіологічних сигналів організму людини. Крім того, дана навчальна система дозволяє вивчити електричні характеристики датчиків і вимірювальних перетворювачів. Розглянемо основні складові системи.

Система біомедичних вимірювань моделі KL-720 складається з дев'яти експериментальних функціональних модулів для вимірювання фізіологічних параметрів людини: електрокардіограми (ЕКГ), електроміограми (ЕМГ), електроокулограми (ЕОГ), електроенцефалограми (ЕЕГ), кров'яного тиску, фотоплетизмограми, функції дихання, пульсу та імпедансу тіла людини.

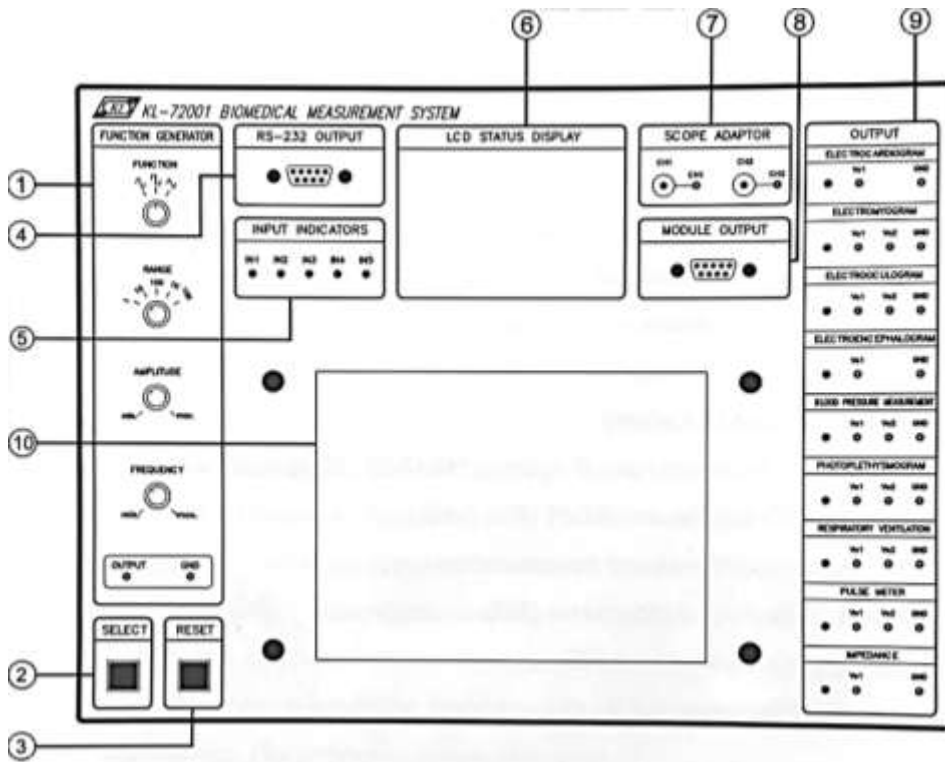
Для проведення експерименту використовуються різні типи датчиків та вимірювальних перетворювачів. Зокрема, тензOMETричний датчик тиску, інфрачервоний оптопарний сенсор, датчик температури, п'єзоелектричні перетворювачі. Також використовують різні нашкірні електроди.

Ширина смуги частот і коефіцієнт підсилення кожного функціонального модулю можуть бути змінені за допомогою відповідних елементів керування. Це дозволяє відстежити залежності між характеристиками фізіологічних сигналів та параметрами кожного каскаду тієї чи іншої електричної схеми.

Візуалізація результатів у комплексі реалізована у три способи. Перший – вивід отриманої фізичної величини на рідкокристалічний екран головного модуля (частота серцебиття, дихання тощо) в реальному часі. Другий – використання цифрового осцилографу для відображення аналогового сигналу, передачі на друк чи на комп'ютер для подальшої обробки. Третій – вбудований 10-бітний АЦП може перетворювати аналоговий сигнал в цифровий та передавати його на комп'ютер через інтерфейс RS-232.

1.1.2. Основні характеристики головного модулю

Головний модуль KL-72001 призначений для перетворення та обробки біомедичних сигналів. Він містить мікропроцесор та вбудоване програмне забезпечення. На рис. 1.1 наведені основні елементи головного модулю.



a)



б)

Рис. 1.1 Схематичне розміщення елементів (а) та загальний вигляд (б) головного модуля KL-72001

Позиція 1 – генератор сигналів (function generator). Містить наступні перемикачі та регулятори:

Перемикач FUNCTION (функція) – задає форму вихідного сигналу: синусоїда, квадрат, трикутник.

Перемикач RANGE (діапазон) – встановлює один з п'яти частотних діапазонів (Табл.1).

Таблиця 1. Частотні діапазони роботи головного модуля

| 1 | 10 | 100 | 1К | 10 К |
|--------------|---------------|--------------|--------------|-----------------|
| (0,1 – 1) Гц | (0,6 – 10) Гц | (6 – 100) Гц | 60 Гц – 1кГц | 575 Гц – 10 кГц |

Регулятор AMPLITUDE (амплітуда) – налаштовує вихідну амплітуду генератора сигналів від 30 мВ до 18 В (без навантаження). Поворот проти часової стрілки зменшує амплітуду сигналу, а за часовою – збільшує.

Регулятор FREQUENCY (частота) – налаштовує вихідну частоту генератора сигналів в діапазоні від 0,1 Гц до 10 кГц (пов'язаний з перемикачем RANGE). Поворот проти часової стрілки зменшує частоту, а за часовою – збільшує.

Позиція 2 – кнопка SELECT (вибір). Використовується для підтвердження вибору експериментального модулю, що підключається. Модулі від KL-75001 до KL-75009 обираються послідовним натиском даної кнопки. Номер обраного модуля відображається на дисплеї 6 та в секції 9, де починає світитися відповідний індикатор.

Позиція 3 – RESET (скидання). Використовується при проведенні експерименту з вимірювання кров'яного тиску.

Позиція 4 – конектор RS232 OUTPUT (вихід). Призначений для з'єднання головного модуля з комп'ютером через комунікаційний протокол RS-232.

Позиція 5 – INPUT INDICATORS (індикатори входу). Вказує на те, в які гнізда п'яти-провідникового кабелю необхідно вставити електроди.

Позиція 6 – рідкокристалічний дисплей STATUS DISPLAY з роздільною здатністю 128*64. Призначений для відображення наступної інформації:

Рядки 1 та 2 – показують назву комплексу «KL-72001 BIOMEDICAL MEASUREMENT SYSTEM».

Рядок 3 – порожній.

Рядок 4 – показує найменування та номер використовуваного модуля.

Рядок 5 та 6 – показує входи, що необхідні для вимірювань.

Рядок 7 – показує частоту серцевих скорочень (KL-72006), дихання (KL-72007), пульс (KL-72008) та SBP/DBP (систоличний/діастолічний тиск крові).

Рядок 8 – показує вихідну частоту генератора сигналів.

Позиція 7 – адаптер осцилографу SCOPE ADAPTOR. Дозволяє використовувати гніздові роз'єми діаметром 2 мм для підключення BNC-роз'ємів (роз'ємів з байонетною фіксацією) для виходів окремих модулів в сегменті OUTPUT.

Позиція 8 – роз'єм DB-9 для послідовного порту модуля MODULE OUTPUT. Використовується для виводу сигналу та джерела живлення модуля.

Позиція 9 – вихід OUTPUT. Містить вихідні контакти різних модулів та відображає підключення відповідного:

- електрокардіографії (ЕКГ) – один вихідний роз'єм;
- електроміографії (ЕМГ) – два вихідних роз'ємам;
- електроокулографії (ЕОГ) – два вихідних роз'єми;
- електроенцефалографії (ЕЕГ) – один вихідний роз'єм;
- вимірювання тиску крові – два вихідних роз'єми;

- фотоплетизмографії – два вихідних роз'єми;
- функції дихання – два вихідних роз'єми;
- вимірювання пульсу – два вихідних роз'єми;
- вимірювання імпедансу – один вихідний роз'єм.

Позиція 10 – даний простір використовується для розміщення експериментального модуля.

1.1.3. Експериментальний модуль

Розглянемо загальний вигляд експериментального модулю на прикладі KL-75001, що призначений для дослідження електрокардіограми (рис.1.2).

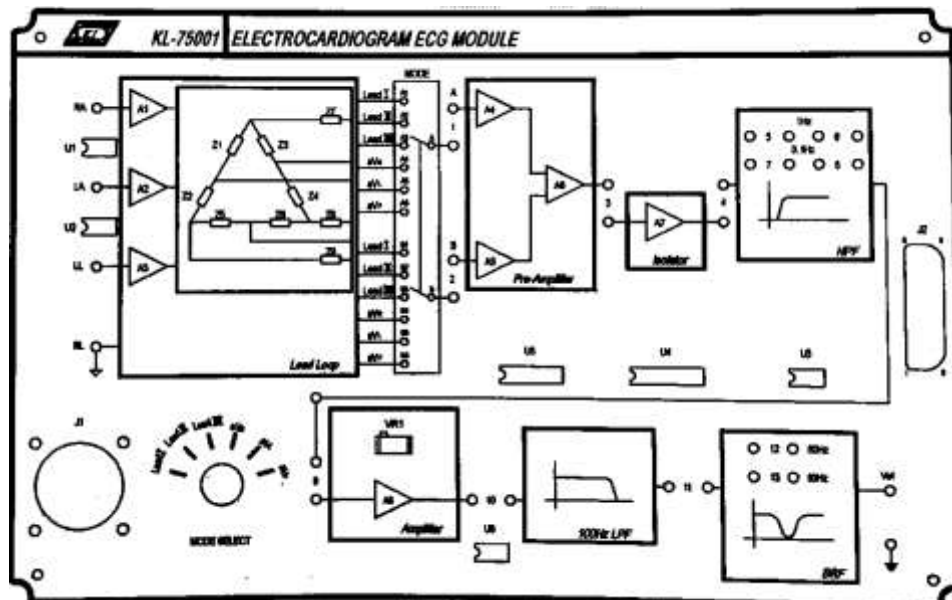


Рис. 1.2 Загальний вигляд експериментального модуля KL-75001 для дослідження електрокардіограми

На верхній панелі експериментального модуля позначені схемні блоки, з яких складається даний модуль. Детально ці блоки описані в п.1.1.4. Кожен схемний блок можна використовувати незалежно один від одного.

Позиції 1, 2, 3 і т.д. вказують на отвори, що використовуються для з'єднання відповідних схемних блоків перемичками.

J1 – це вхідний конектор для підключення п'яти-провідникового електродного кабелю.

J2 – це вихідний конектор, через який експериментальний модуль підключають до головного.

1.1.4. Схемні блоки

Розглянемо схемні блоки експериментальних модулів, що використовуються при виконанні лабораторних робіт, наведених у даному посібнику, а саме ЕКГ, ЕМГ, ЕОГ, ЕЕГ та модуль для вимірювання імпедансу.

Контур вибору відведення Lead Loop (рис.1.3) використовується в експериментальному модулі ЕКГ.

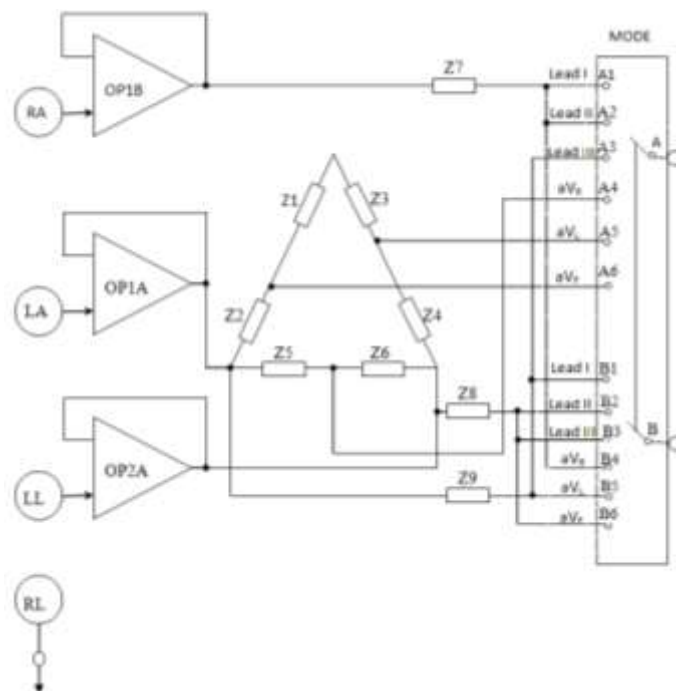


Рис. 1.3 Контур вибору відведення ЕКГ

У контурі вибору відведення ЕКГ (рис. 1.3) обидва операційних підсилювача OP1 і OP2 є повторювачами напруги. Для збільшення вхідного імпедансу контуру вибору входи OP1 і OP2 виконані із застосуванням польових транзисторів з р-n-переходом. $Z_1 \sim Z_9$ - це еквівалентні резистори для контуру трикутної збірки.

Призначення біполярних відведень:

OP1B $\sim Z_7$ та OP1A $\sim Z_9$ призначені для Lead I;

OP1B $\sim Z_7$ та OP2A $\sim Z_8$ призначені для Lead II;

OP1A $\sim Z_9$ та OP2A $\sim Z_8$ призначені для Lead III;

клема RL призначена для правої ноги в якості базового заземлення.

Призначення уніполярних відведень:

OP1A $\sim Z_5$ плюс OP2A $\sim Z_6$ та OP1B $\sim Z_7$ призначені для aV_R ;

OP1B $\sim Z_3$ плюс OP2A $\sim Z_4$ та OP1A $\sim Z_9$ призначені для aV_L ;

OP1B $\sim Z_1$ плюс OP1A $\sim Z_2$ та OP2A $\sim Z_8$ призначені для aV_F .

Контур попереднього підсилювача Pre-Amplifier (рис.1.4) використовується в експериментальному модулі ЕКГ.

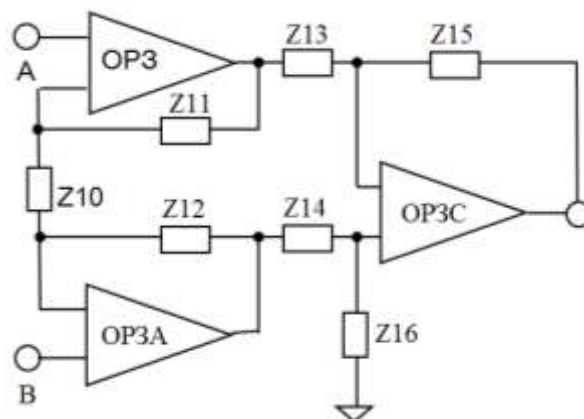


Рис. 1.4 Контур попереднього підсилювача

Контур попереднього підсилювача складається з вимірювального підсилювача з операційним підсилювачем OP3. Якщо опори резисторів $Z_{11}=Z_{12}$, $Z_{13}=Z_{14}$ і $Z_{15}=Z_{16}$, то посилення напруги A_v можна визначити як:

$$A_v = \frac{Z_{15}}{Z_{13}} \left(1 + \frac{2Z_{11}}{Z_{10}} \right). \quad (1.1)$$

Розв'язуючий контур Isolator (рис.1.5) використовується в модулях ЕКГ, ЕМГ, ЕОГ, ЕЕГ та в модулі для вимірювання імпедансу.

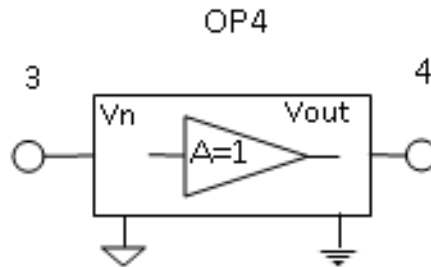


Рис. 1.5 Розв'язуючий контур

Розв'язуючий контур складається з операційного підсилювача ОР2 (ЕМГ), ОР3 (ЕЕГ та опір), ОР4 (ЕКГ) та поєднаних двох ОР3 і ОР8 (ЕОГ). Таким чином ізоляція сигналу відбувається за рахунок оптичної розв'язки.

Смуговий фільтр НРФ (рис.1.6) використовується в усіх експериментальних модулях.

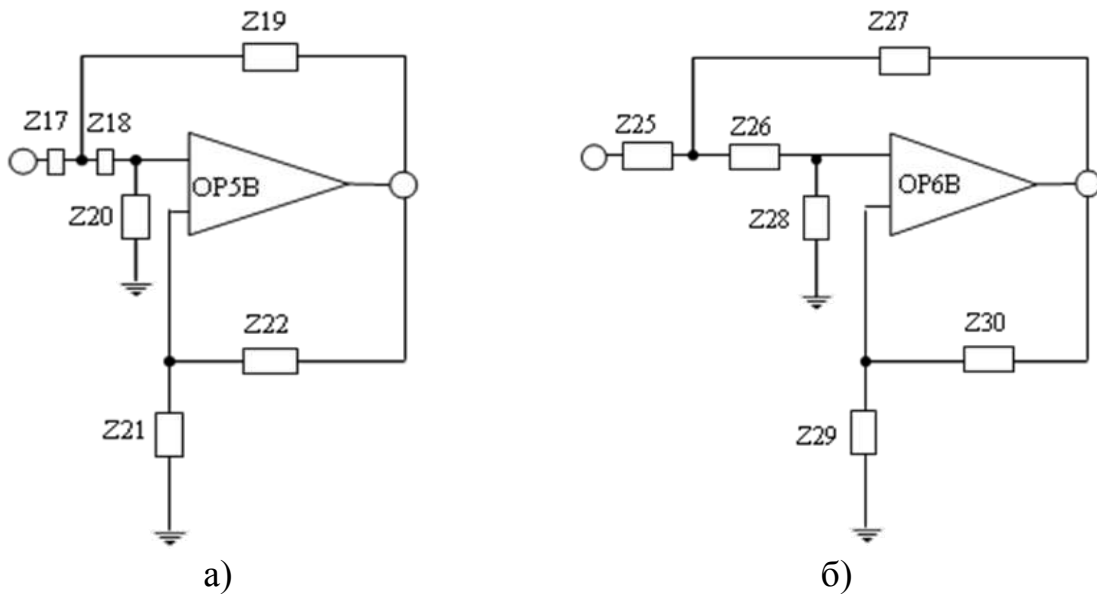


Рис. 1.6 Ланцюги фільтрів:
високочастотний 2-го порядку (а); низькочастотний 2-го порядку (б)

За схемою ввімкнення операційний підсилювач ОР5В (ЕКГ), ОР5А (ЕМГ), ОР4А (ЕЕГ та імпеданс), а також поєднання підсилювачів ОР4В та ОР7В (ЕОГ) використовується для створення активного високочастотного фільтра 2-го порядку (рис. 1.6.а). Частота зрізу фільтра встановлюється на рівні 0.1 або 1 Гц та може бути розрахована за формулою (1.2), використовуючи наступні опори: Z_{17} , Z_{18} , Z_{19} і Z_{20} для модулю ЕКГ; Z_{20} , Z_{21} , Z_{22} і Z_{23} – для модулю ЕМГ; Z_{11} , Z_{12} , Z_{13} і Z_{14} – для ЕЕГ та імпедансу; а також відповідно два набори для ЕОГ: Z_{11} , Z_{12} , Z_{13} і Z_{14} та Z_{36} , Z_{37} , Z_{38} і Z_{39} .

$$f_L = \frac{1}{2\pi\sqrt{Z_{17}Z_{18}Z_{19}Z_{20}}}. \quad (1.2)$$

Підсилення смуги пропускання описується рівнянням (1.3) з використанням Z_{21} , Z_{22} для модулю ЕКГ (відповідно наступні два опори для інших модулів).

$$\frac{(Z_{21} + Z_{22})}{Z_{21}} = 1.56. \quad (1.3)$$

Для створення активного низькочастотного фільтра 2-го порядку (рис.1.6.б) використовується операційний підсилювач ОР6В для модулю ЕКГ, ОР4В для ЕМГ, ОР5А для ЕЕГ та імпедансу, а також поєднання ОР5В та ОР9В для модулю ЕОГ. Частота зрізу (f_H) фільтра встановлена на рівні 100 Гц і може бути розрахована, використовуючи Z_{25} , Z_{26} , Z_{27} і Z_{28} для модулю ЕКГ; Z_{11} , Z_{12} , Z_{13} і Z_{14} для ЕМГ; Z_{19} , Z_{20} , Z_{21} і Z_{22} для ЕЕГ та імпедансу; а також відповідно два набори для ЕОГ: Z_{20} , Z_{21} , Z_{22} і Z_{23} та Z_{45} , Z_{46} , Z_{47} і Z_{48} , як показано в рівнянні (1.4).

$$f_H = \frac{1}{2\pi\sqrt{Z_{25} \cdot Z_{26} \cdot Z_{27} \cdot Z_{28}}}. \quad (1.4)$$

Підсилення смуги пропускання описується рівнянням (1.5) з використанням Z_{29} , Z_{30} для модулю ЕКГ (відповідно наступні два опори для інших модулів).

$$\frac{(Z_{29} + Z_{30})}{Z_{29}} = 1.56. \quad (1.5)$$

Контур підсилювача Amplifier (рис.1.7) використовується в експериментальних модулях для ЕКГ та ЕЕГ.

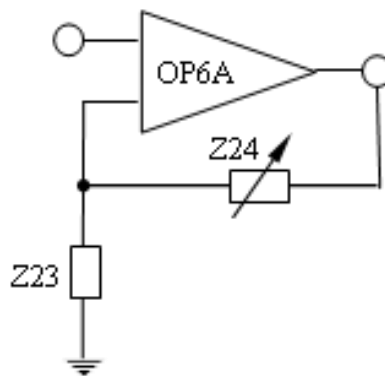


Рис. 1.7 Неінвертуючий підсилювач

Неінвертуючий підсилювач складається з OP6A для модулю ЕКГ (OP5B для ЕЕГ). У підсилювачі резистор Z_{24} (Z_{18}) призначений для регулювання підсилення у відповідності з рівнянням (1.6).

$$A_V = \frac{Z_{23} + Z_{24}}{Z_{23}}. \quad (1.6)$$

Контур попереднього підсилювача Pre-Amplifier x10 (рис.1.8) використовується в експериментальних модулях ЕМГ, ЕОГ та ЕЕГ.

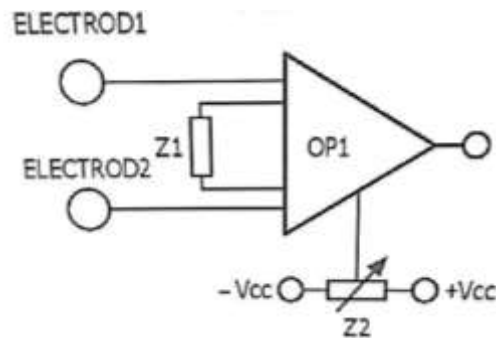


Рис. 1.8 Контур попереднього підсилювача

Контур попереднього підсилювача складається з вимірювального підсилювача з операційним підсилювачем OP1. Оскільки в модулі ЕОГ два канали, то використовують два попередні підсилювачі. Один з них базується на OP1, а інший – на OP6. Підсилення напруги A_v можна визначити за (1.7):

$$A_v = \frac{49,4 \cdot k \cdot \Omega}{Z_1} + 1. \quad (1.7)$$

У випадку розрахунку коефіцієнту для другого попереднього підсилювача модуля ЕОГ використовують Z_{26} .

Режекторний фільтр BRF (рис.1.9) використовується в експериментальних модулях ЕМГ, ЕОГ, ЕЕГ та для вимірювання імпедансу.

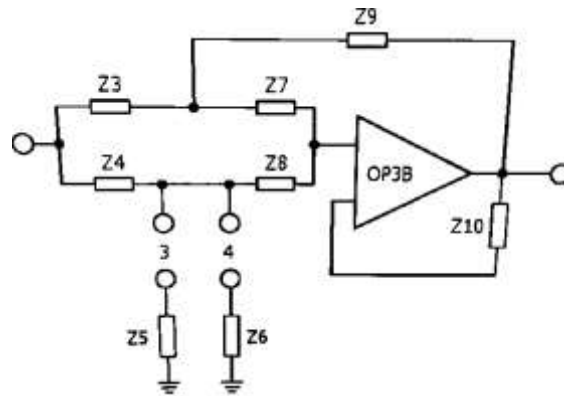


Рис. 1.9 Схема режекторного фільтру

Режекторний фільтр складається з подвійної Т-подібного мостового RC-ланцюга, що містить підсилювач OP3B та опори Z_3 , Z_4 , Z_5 (або Z_6), Z_7 , Z_8 і Z_9 для модулю ЕМГ; а також підсилювач OP2A та опори Z_{11} , Z_{12} , Z_{13} (або Z_{14}), Z_{15} , Z_{16} і Z_{17} – для модулів ЕЕГ та для вимірювання імпедансу.

У модулі ЕОГ використовують:

- OP2B, Z_3 , Z_4 , Z_5 (або Z_6), Z_7 , Z_8 і Z_9 – для каналу реєстрації сигналу переміщення очей в сторони;

- OP2A, Z_{28} , Z_{29} , Z_{30} (або Z_{31}), Z_{32} , Z_{33} і Z_{34} – для каналу реєстрації сигналу переміщення очей вгору-вниз.

Середня частота розраховується виходячи з наступного рівняння:

$$f = \frac{1}{2\pi Z_3 Z_4}. \quad (1.8)$$

Підсилювач напруги Gain Amplifier (рис.1.10) використовується в експериментальному модулі ЕМГ.

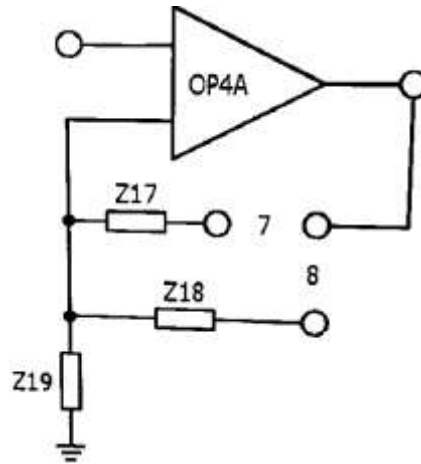


Рис. 1.10 Схема підсилювача напруги

Неінвертуючий підсилювач складається з OP4A, а резистори Z_{17} або Z_{18} призначені для регулювання підсилення, як показано в рівнянні (1.9).

$$A_v = \frac{Z_{19} + Z_{17}}{Z_{19}} \quad \text{та} \quad A_v = \frac{Z_{19} + Z_{18}}{Z_{19}}. \quad (1.9)$$

Точний напівперіодний випрямляч Half-wave Rectifier (рис.1.11) використовується в експериментальному модулі ЕМГ.

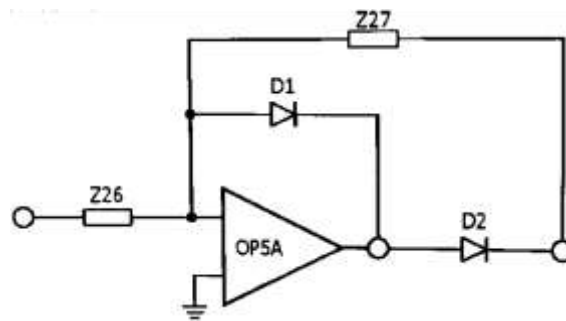


Рис. 1.11 Схема точного напівперіодного випрямляча

Для дослідження мускульної сили сигнал, що проходить через підсилювач, повинен бути випрямлений та інтегрований. Точний випрямляч базується на підсилювачі OP5A, діодах D_1 , D_2 та резисторах Z_{26} ,

Z₂₇. Робота даного випрямляча відрізняється від роботи випрямляча, побудованого на двох діодах, оскільки на кожному з діодів відбувається падіння напруги величиною 0,7 В.

Схема інтегратора Integrator & Buffer (рис.1.12) використовується в експериментальному модулі ЕМГ.

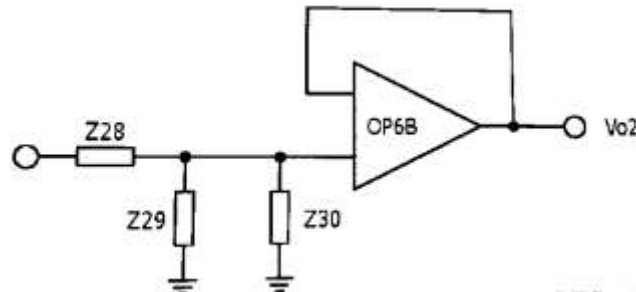


Рис. 1.12 Схема інтегратору

Схема інтегратору базується на OP6B, Z₂₈, Z₂₉ та Z₃₀, де OP6B виконує роль повторювача напруги.

Підсилювач Amplifier (рис.1.13) використовується в експериментальному модулі ЕОГ.

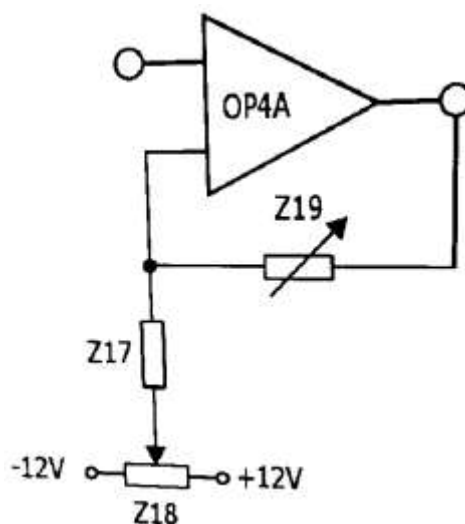


Рис.1.13. Схема підсилювача

У модулі ЕОГ використовують два інвертуючих підсилювача, що складаються з ОР4А та ОР7А відповідно. У кожному підсилювачі резистори Z_{19} та Z_{44} використовуються для регулювання підсилення, як показано в виразі (1.9), а резистори Z_{18} та Z_{43} використовуються для регулювання дрейфу напруги.

Попередній підсилювач Pre-Amplifier x 5 (рис.1.14) використовується в експериментальному модулі для вимірювання імпедансу.

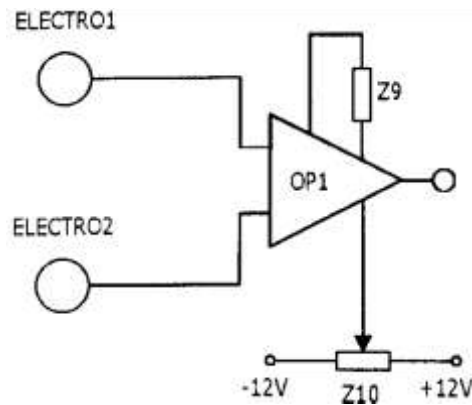


Рис. 1.14 Схема попереднього підсилювача

Даний попередній підсилювач складається з вимірювального підсилювача OP1 (AD620). Його підсилення визначається виразом (1.7) з використанням опору Z_9 . Також можна відрегулювати Z_{10} для усунення нестабільності напруги, яке з'являється на вихідному контакті.

Випромінювач з мостом Віна Wien Bridge OSC (рис.1.15) використовується в експериментальному модулі для вимірювання імпедансу.

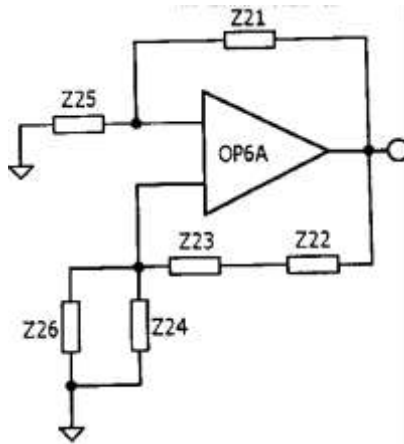


Рис. 1.15 Генератор з мостом Віна

Схема генератора з мостом Віна складається з операційного підсилювача OP6A, резисторів Z_{21} , Z_{22} , Z_{23} , Z_{24} , Z_{25} та Z_{26} і може формувати синусоїдальну хвилю. Ця схема розроблена з використанням концепції зворотного зв'язку, а її частота може бути розрахована за допомогою Z_{22} , Z_{23} , Z_{24} , та Z_{26} відповідно до виразу (1.10).

$$f = \frac{1}{2\pi \sqrt{Z_{22} \cdot Z_{23} \cdot Z_{24} \cdot Z_{26}}}. \quad (1.10)$$

Умова коливання розраховується за допомогою Z_{21} , а також повинна задовольняти виразу (1.11).

$$\frac{Z_{21}}{Z_{25}} \geq 2. \quad (1.11)$$

Схема захисту від перевантаження (рис.1.16) використовується в експериментальному модулі для вимірювання імпедансу.

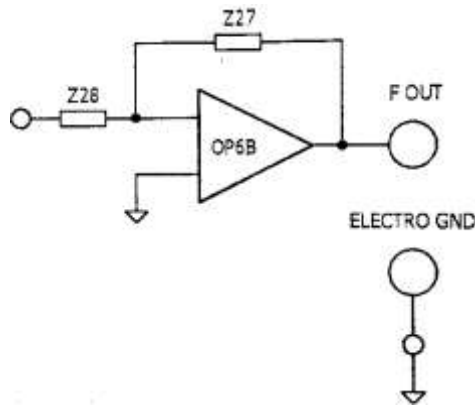


Рис. 1.16 Схема захисту від перевантаження

У даній схемі операційний підсилювач OP6B має від'ємний зворотній зв'язок. Між вхідними контактами виникає явище уявного контактного замикання, тому вхідний струм не залежить від навантаження та мало залежить від вхідної напруги. Крім того, комбінація OP6B, Z_{27} та Z_{28} може виконувати роль джерела постійного струму.

Демодулятор Demodulator (рис.1.17) використовується в експериментальному модулі для вимірювання імпедансу.

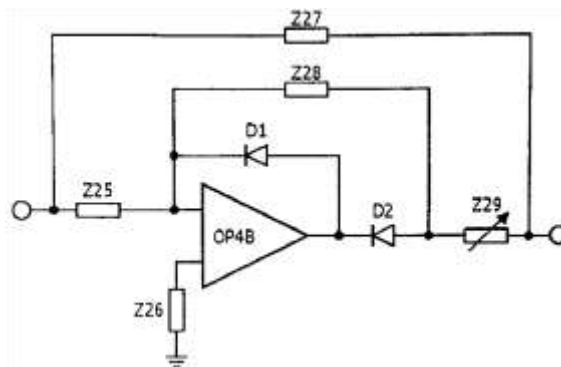


Рис. 1.17 Схема демодулятора

Схема демодулятора виконана за принципом інвертуючого одноперіодного випрямляча, що складається з OP4B, D_1 , D_2 , Z_{25} та Z_{28} . Крім того виконується функція двухперіодного випрямляча за рахунок

сумування однопериодного та вихідного сигналу при проходженні через Z_{27} та Z_{29} .

1.1.5. Основні принципи побудови електродів

Тіло людини складається з безлічі клітин, що містять електролітичні іони. Міжклітинна рідина містить іони калію, натрію і хлориду. Біопотенціал виникає через зміну концентрації іонів. При використанні електроду для визначення біопотенціалу генерується міжфазний потенціал. Коли металевий електрод контактує з певним електролітичним розчином, одночасно виникають хімічні реакції двох типів. Перша – це реакція окиснення, при якій атоми металу втрачають електрони і стають іонами. Друга – реакція відновлення, при якій іони металу приєднують електрони і стають атомами.

При взаємодії металу і електроліту, іони з позитивними і негативними зарядами поширюються в протилежних напрямках і утворюють два шари іонів протилежної полярності. Різниця потенціалів між цими двома шарами іонів називається міжфазним потенціалом. Занурення різних металів в електроліти призводить до різних рівнів міжфазного потенціалу. Так, для вимірювання біосигналів для електродів необхідно вибирати метал з низьким міжфазним потенціалом. Цим можна виключити надлишковий міжфазний потенціал (перенапругу) при проведенні вимірювань. У загальному випадку, величина біосигналу варіює в діапазоні 50мкВ - 1мВ, а міжфазного потенціалу металу – в діапазоні 0,1-1В. Крім того, міжфазні потенціали електродів можуть змінюватися з часом.

Найчастіше використовують хлор-срібні електроди $Ag/AgCl$, що виготовлені зі срібла і покриті тонким шаром $AgCl$, сформованим при

контакті срібла і електроліту. AgCl забезпечує дво-направлений обмін іонів срібла (Ag^+) і хлору (Cl^-) без виникнення поверхневого шару. Це пояснює чому міжфазний потенціал не буде високим. У комплексі KL-720 використовують плаваючі електроди, будова яких показана на рис. 1.18.

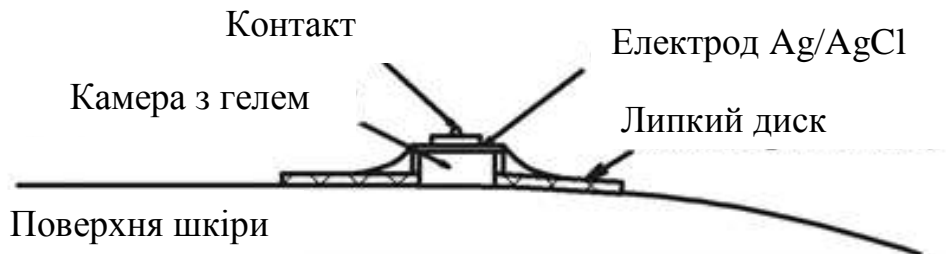


Рис. 1.18 Будова плаваючого поверхневого електроду

Верхня частина електроду виконана з матеріалів срібла та хлориду-срібла, середина складається з порожнистої камери, заповненої гелем, а в основі розміщений липкий гумовий диск для утримання електроду на шкірі.

1.1.6. Програмне забезпечення

Програмне забезпечення (ПЗ) розроблено з використанням «Графічного Інтерфейсу Користувача (GUI)» в середовищі LabVIEW. Загальний вигляд інтерфейсу даного ПЗ показано на рис.1.19.

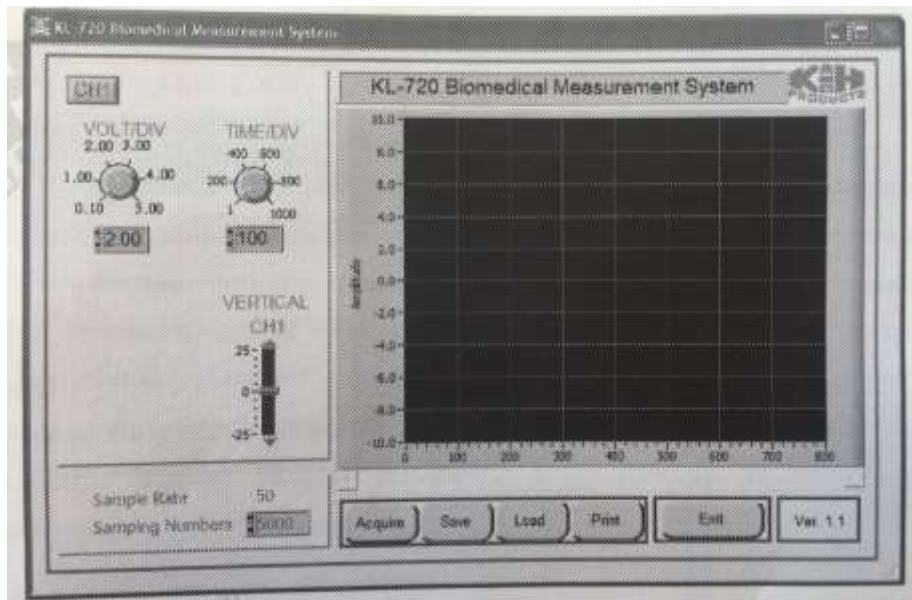


Рис. 1.19 Інтерфейс програмного забезпечення

Розглянемо елементи керування ПЗ.

Вікно Waveform – відображає форму сигналу.

VOLT/DIV – змінює амплітуду сигналу по осі Y. Мінімальне значення VOLT/DIV=0.1, а максимальне – 5. Таким чином мінімальне значення напруги 0.1 В, а максимальне – 5 В.

TIME/DIV – змінює масштаб часу (періоду) сигналу по осі X. Мінімальне значення TIME/DIV = 1, а максимальне – 1000. Таким чином поділка мінімального значення часу 1, а максимального – 1000. При використанні двох каналів (ЕОГ) одночасно змінюється масштаб CH1 та CH2.

Об'єм вибірки Sampling Numbers – використовується для обмеження кількості даних по осі X. Мінімальна кількість даних – 50, максимальна – 15000.

Початок реєстрації / Кінець Acquire / Stop – відповідають за початок та кінець роботи. Протягом запису сигналу кнопки Save, Load та Print неактивні.

Зберегти Save – зберігає дані в наступних форматах: *.xls, *.jpg та *.bmp.

Загрузити Load – використовується для загрузки попередньо отриманих файлів в програму.

Друк Print – використовується для друку сигналу.

Вихід Exit – використовується для виходу з системи.

1.2. Порядок виконання роботи

Порядок виконання роботи базується на підключенні експериментального модуля до головного на прикладі модуля ЕКГ.

1. Встановіть ЕКГ-модуль KL-75001 на вільний простір 10 (рис.1.1) головний модуль KL-72001.

2. З'єднайте два модулі через контакти 9-Pin та J2 як показано на рис.1.20.

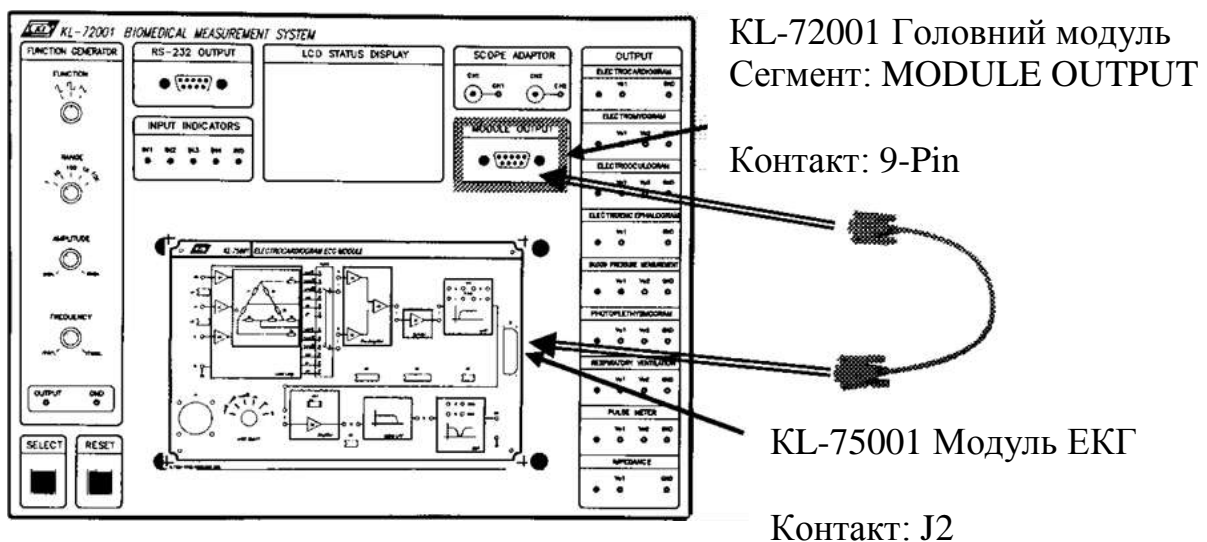


Рис. 1.20 Схема підключення експериментального модуля до головного

3. Встановіть перемички в позиції 1, 2, 3, 4, 5 та 6 (частота ФВЧ=1Гц), 9, 10, 11, 12 або 13 (середня частота режекторного фільтру 50 або 60 Гц залежно від частоти змінного струму місцевої мережі живлення).

4. Розмістіть електроди на поверхні тіла (виконується відповідно до схеми вимірювання обраного параметру і більш детально описано в конкретній лабораторній роботі).

5. Підключити електроди до п'яти-канального електродного кабеля KL-79104.

6. Підключити п'яти-канальний електродний кабель KL-79104 до конектора J1 (рис.1.21).

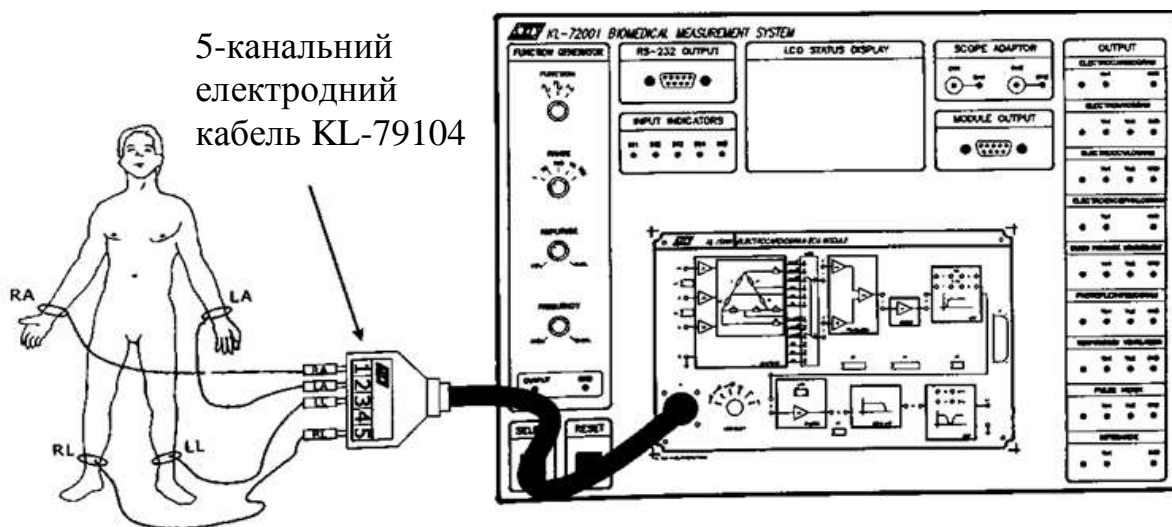


Рис. 1.21 Підключення електродного кабеля

7. Підключити систему до комп'ютера через порт RS-232 (поз.4 на рис.1.1).

8. Ввімкнути живлення та кнопкою SELECT (поз.2 на рис.1.1) обрати необхідний модуль.

9. Запустити програму KL-720, інтерфейс якої показано на рис.1.19.

10. Провести налаштування експериментального модуля відповідно до умов дослідження фізіологічного параметру.
11. Налаштувати регуляторами VOLT/DIV та TIME/DIV амплітуду та частоту для точного зчитування сигналу.
12. Зберегти дані, натиснувши кнопку Save.
13. Вийти з «Системи Біомедичних Вимірювань KL-720».
14. Вимкнути живлення. Від'єднати всі складові. Провести дезінфекцію елементів, які мали контакт з пацієнтом.

1.3. Контрольні запитання

1. Розкрийте призначення та основні складові системи біомедичних вимірювань KL-720.
2. Опишіть елементи головного модуля та його характеристики.
3. Охарактеризуйте будову експериментального модуля.
4. Які схемні блоки використовуються в модулі ЕКГ?
5. Які схемні блоки використовуються в модулі ЕЕГ?
6. Які схемні блоки використовуються в модулі ЕОГ?
7. Які схемні блоки використовуються в модулі ЕМГ?
8. Які схемні блоки використовуються в модулі для вимірювання імпедансу?
9. Обґрунтуйте використання плаваючих поверхневих електродів.
10. Опишіть призначення елементів керування програмним забезпеченням.
11. Опишіть етапи підключення експериментального модуля до головного.