

Лабораторна робота №4

Прилади моделювання кардіографічного сигналу

Мета роботи:

1. Вивчення будови та принципу дії електрокардіографів.
2. Вивчення будови та принципу дії приладів моделювання електрокардіографічного сигналу.
3. Записування сигналів електрокардіографічних відведень.

1 Короткі теоретичні відомості

1.2. Електрична активність серця

Діяльність серця, як відомо, супроводжується електричною активністю. Збудження охоплює серцевий м'яз у визначеній послідовності як у просторі, так і в часі, і цей процес періодично повторюється.

Електричне поле серця в момент часу, що відповідає зубцю R, має вид, зображений на рисунку 4.1. Це поле дещо відрізняється від електричного поля в однорідному провідному середовищі, але має всі характерні риси останнього.

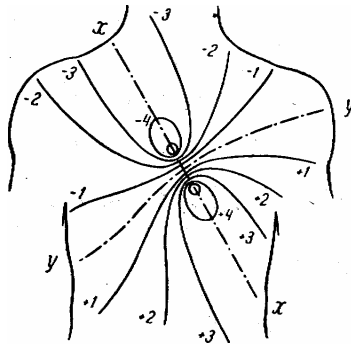


Рисунок 4.1 – Електричне поле серця у фронтальній площині (лінія X-X є напрямком електричної вісі серця. Цифрами позначено ізолінії електричного поля)

В моменти серцевого циклу, відмінні від моменту, коли зубець R максимальний, напрямок електричної осі серця змінюється, що відповідає зміні напрямку вектора, який характеризує величину і напрямок сумарного електричного поля серця.

ЕРС, що виникає при збудженні одиночного м'язового волокна, може бути охарактеризована елементарним вектором. При реєстрації ЕРС усього міокарда записується рівнодіюча всіх елементарних векторів, що носить назву інтегрального вектора.

На поверхні тіла людини проектується інтегральний вектор і всі зміни його величини і напрямку. Ці зміни реєструються при накладенні двох електродів на тіло досліджуваного у вигляді електрокардіограми (ЕКГ), що є відображенням змін у часі проекції інтегрального вектора на площину, що проходить через електроди.

Електрична активність серця є періодичним процесом змін біопотенціалів у часі. Електрокардіограма має ряд чітко виражених зубців, величина амплітуди яких залежить від відведень (рисунок 4.2).

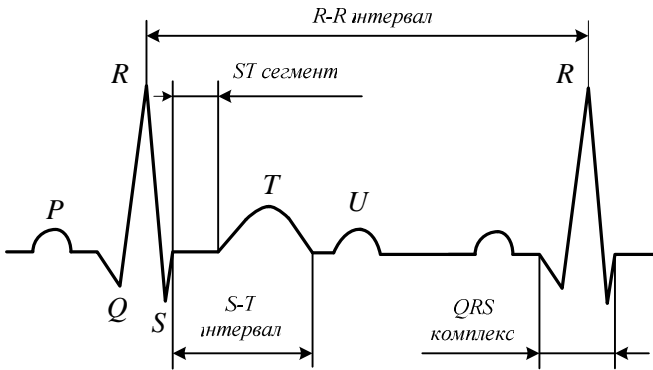


Рисунок 4.2 – Типова електрокардіограма

(амплітуда зубців: P – до 0,25 мВ; Q – до 1,3 мВ, R – до 2,6 мВ; S – до 1,5 мВ; T – до 0,85 мВ. Тривалість зубця P – 0,07...0,1 с, інтервалу P-Q – 0,04...0,1 с, комплексу QRS – 0,04...0,1 с, інтервалу S – T – до 0,15 с, зубця T – 0,15...0,5 с)

Діапазон амплітуд електричної активності серця лежить у межах від 0,05 до 2,5...3 мВ. Для неспотворюючої реєстрації електрокардіограми необхідно, щоб діапазон робочих частот електрокардіографа становив від 0,1 до 150 Гц.

Нижня межа діапазону частот визначається необхідністю реєструвати сегмент S-T, що часто є нульовою лінією або йде паралельно їй, і самий „повільний” зубець T з незначними (практично непомітними) спотвореннями. Для того щоб спотворення сегмента S-T і зубця T не перевищували 0,1 мВ, нижча частота діапазону робочих частот електрокардіографа має бути 0,1 Гц (згідно даних Verson, Pürberger, для того щоб похибка не перевищувала 0,05 мВ, необхідно забезпечити нижчу робочу частоту порядку 0,05 Гц).

В цілому вибір значень нижньої робочої частоти 0,05...0,1 Гц обумовлений необхідністю виключення фазових спотворень підсилювача змінного струму.

Верхня робоча частота у 150 Гц обумовлена необхідністю неспотвореної реєстрації самого «швидкого» комплексу QRS.

Можна уявити електричну активність серця людини, що реєструється зі шкіри, як еквівалентний електричний генератор, що виробляє напругу, яка має форму електрокардіограми. Вище наведено діапазон амплітуд напруги і частот такого генератора.

При електрокардіографічних дослідженнях міжелектродний опір залежить у першу чергу від площі електродів і місця їх накладання на тіло досліджуваного. Так, при використанні площинних електродів, які мають велику площу, міжелектродний опір може становити 1 кОм без обробки шкіри, а при використанні чашкових електродів малої площі величину міжелектродного опору 10 кОм вдається досягти лише після ретельної обробки шкіри.

2.2 Електроди та відведення

Щоб записати ЕКГ, до тіла пацієнта необхідно прикріпити декілька (зазвичай п'ять) електродів. Їх підключають до

електрокардіографа за допомогою такої ж кількості проводів. Ці проводи й електроди, до яких вони підключені, звичайно називають відведеннями (електрокардіографічними відведеннями). Електрод, прикріплений, наприклад, до лівої ноги пацієнта, називається F. Для записування ЕКГ до входу реєструючого підсилювача підключають два електроди або один електрод і з'єднані між собою декілька електродів. Як вже вказувалося, напруга, що виникає при роботі серця, у дійсності являє собою векторну величину, в якій абсолютне значення й орієнтація в просторі змінюються в часі. Так як сигнал ЕКГ вимірюється за допомогою електродів, закріплених на поверхні тіла, то вигляд кривої цього сигналу дуже сильно залежить від їхнього розміщення. На рисунку 4.2 показано типовий ЕКГ сигнал. При визначеному розміщенні електродів деякі сегменти цієї кривої можуть практично зникати, інші – чітко виділятися. Тому при звичайному електрокардіографічному дослідженні відбувається запис ЕКГ від декількох різноманітних відведень, зазвичай 12 (12 класичних електрокардіографічних відведень). Такий метод гарантує, що при записі не буде пропущено деякі важливі деталі ЕКГ. Місця розміщення електродів, а також назви і конфігурація відведень у даний час стандартизовані, їх використовують у всіх країнах світу.

2.3 Будова електрокардіографа

Структурну схему електрокардіографа та схему його підключення до пацієнта показано на рисунку 4.3.

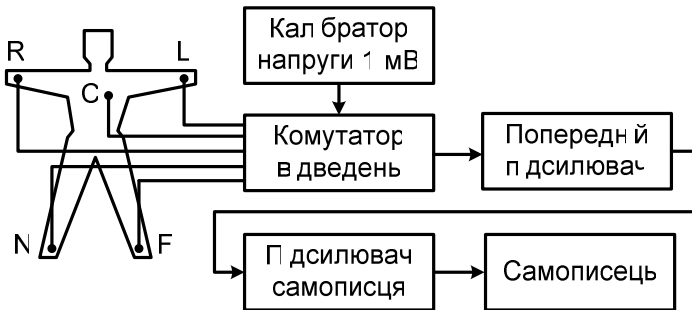


Рисунок 4.3 – Структурна схема електрокардіографа та схема його підключення до пацієнта

Проводи від електродів підключено до комутатора відведень, за допомогою якого з'являється можливість підключати сигнал з необхідного відведення для записування його електрокардіографом. Далі сигнал подається на попередній підсилювач. Цей пристрій є диференціальним підсилювачем з високим коефіцієнтом подавлення синфазного сигналу. Підсилювач має регулятор для регулювання коефіцієнта підсилення. За попереднім підсилювачем йде вихідний підсилювач (підсилювач самописця), який забезпечує необхідну потужність для переміщення пера реєстрації, яке виконує запис ЕКГ на папері (термопапері). Протягування паперу здійснюється із заданою швидкістю (зазвичай 25 мм/с або 50 мм/с), що дозволяє отримати більшу роздільну здібність при великій частоті пульсу.

2.4 Прилад моделювання кардіологічного сигналу

Виготовлення кардіологічної апаратури, як і будь-якого іншого вимірювального обладнання, потребує проведення ряду тестових та атестаційних випробувань на спеціальному обладнанні, мета яких – виявлення адекватності сприйняття та відображення даним обладнанням вхідних сигналів (ЕКГ та ін.).

Таким чином, однією з задач, що стоять перед атестаційною апаратурою, є генерування моделей електрокардіограм, що подаються на вхід пристроїв, які випробуються.

У цілому електричний сигнал електрокардіограми має достатньо складний вигляд, оскільки крім серцевого м'яза в процесі кровообігу активну участь бере судинна система («периферичне серце»), органи дихання та м'язова система. Так, наприклад, рух крові по венах у значній мірі підтримується скороченням скелетних м'язів, в результаті чого на електричний сигнал серця накладається електричний сигнал від скорочення м'язів, який лише у незначній мірі менший за сигнал серцевого м'яза. Тому розробка точної електричної моделі електрокардіограми потребує розробки досить складних та дорогих імітаторів електрокардіографічних сигналів. Це досягається

зарубіжними аналогами, наприклад приладом «GBN-2», який випускається фірмою Tomed.

Але на практиці для ремонтно-налагоджувальних робіт у створенні точної моделі електрокардіограми немає потреби. Навпаки, це може бути небажаним в силу його малої наочності для інженера-налагоджувача. Тому для налагодження електрокардіологічного обладнання цілком достатньо створити генератор сигналів прямокутної форми з відомою амплітудою та чітким розподіленням у часі, які мають частоту сигналу електрокардіограми. Такі прилади легко створити, їхня ціна невисока. Дешевизна подібного обладнання дає можливість застосувати його не лише в великих ремонтно-налагоджувальних центрах та випробувальних лабораторіях, але й на кожному робочому місці налагоджувача. Крім того з'являється можливість застосування таких пристроїв медсестрами кардіологічних центрів, які при застосуванні такого пристрою можуть перед зніманням кардіограми перевірити правильність роботи кардіографічного обладнання за дуже короткий інтервал часу.

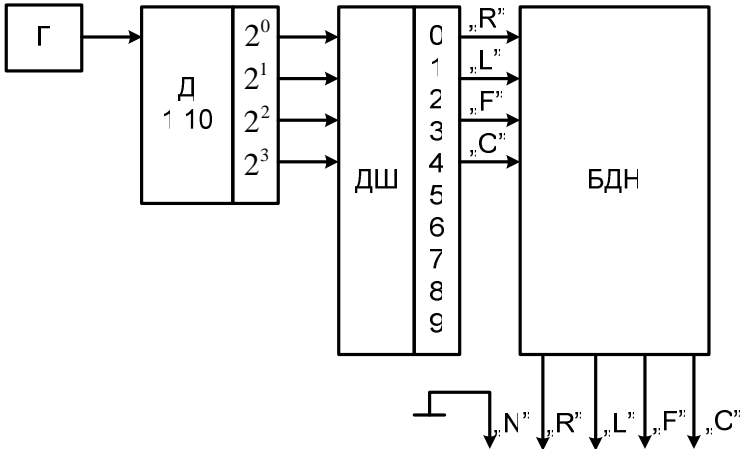
Саме такі характеристики має розроблений прилад, який можна застосовувати для налагодження електрокардіографів.

Структурну схему приладу наведено на рисунку 2.4.

Імпульси з виходу тактового генератора Г подаються на вхід дільника частоти на 10 Д, який працює в режимі лічильника імпульсів. Сигнали двійкового коду подаються на вхід двійково-десятькового дешифратора ДШ. З кожним імпульсом, що надходить на вхід Д, двійковий код на його виході збільшується на 1, а з приходом 10-го імпульсу на всіх виходах Д з'являються «нули» Дешифратор ДШ дешифрує цей код, що змінюється циклічно, і „одиниці” по чергово з'являються на його виходах від «0» до «9». Ці по чергово виникаючі імпульси діляться у БДН до рівня 1 мВ і з'являються на виходах приладу. Вихідні клеми приладу підключаються до однойменних входів електрокардіографа.

Створений прилад забезпечує генерування прямокутних імпульсів з такими параметрами:

- амплітуда імпульсу $1 \text{ мВ} \pm 1 \%$;
- тривалість імпульсу $0,1 \text{ с} \pm 1 \%$;
- період повторення імпульсу $1 \text{ с} \pm 1 \%$.



Г – тактовий генератор; Д – дільник частоти на 10; ДШ – двійково-десятьковий дешифратор; БДН – блок дільників напруги

Рис. 4.4 – Структурна схема приладу моделювання сигналу електрокардіограми.

Така точність у робочому діапазоні температур дозволяє використовувати прилад при повірці електрокардіографів, уникнувши цим необхідність застосування цілого комплексу приладів.

2 Лабораторна установка

До складу лабораторної установки входять: осцилограф, прилад моделювання електрокардіографічного сигналу, електрокардіограф, блок живлення, з'єднувальні проводи.

3 Хід виконання роботи

3.1 Ознайомтесь з лабораторною установкою та підготуйте необхідні прилади до роботи.

3.2 Складіть схему для вимірювань (рисунок 4.5) та **не вмикаючи** живлення дайте перевірити її викладачу. Встановіть перемикач приладу моделювання кардіографічного сигналу в положення „Зняття осцилограм” та виміряйте осцилограми вихідних сигналів приладу моделювання.

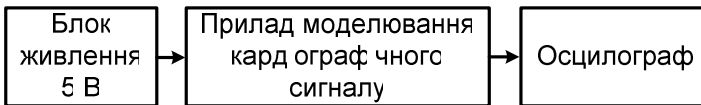


Рисунок 4.5 – Схема для вимірювань за допомогою осцилографу

Встановити перемикач приладу моделювання кардіографічного сигналу в положення „Кардіограф”.

3.3 Складіть схему для вимірювань (рисунок 4.6).

Увага! *Неправильне підключення живлення може вивести з ладу прилад моделювання кардіографічного сигналу! Проводи електрокардіографа повинні бути вставлені в гнізда відповідного кольору!*

3.4 Спостерігаючи дію електрокардіографа, запишіть на термопапір калібрувальний сигнал та сигнали електрокардіографічних відведень.

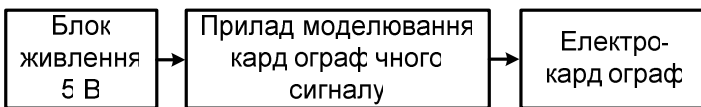


Рисунок 4.6 – Схема для записування сигналів електрокардіографічних відведень

4 Розрахункове завдання

Зчитайте амплітуду, тривалість та періоді імітаційних сигналів, записаних на термопапір, та шляхом розрахунку відносної похибки зіставте їхні значення з точнісними параметрами приладу моделювання кардіографічного сигналу і точнісними параметрами використовуваного в роботі електрокардіографа.

5 Вимоги до звіту

Звіт по лабораторній роботі повинен містити:

1. Коротке описання мети і методики проведення роботи.
2. Перелік використаних приладів.
3. Результати вимірювань за пп. 3.2, 3.4.
4. Розрахункове завдання.
5. Висновки.

7 Контрольні питання

1. Фізичний зміст електрокардіографічних відведень.
2. Види електрокардіографічних відведень.
3. Електрокардіографи: призначення, будова, принцип дії.
4. Прилади моделювання кардіографічного сигналу. Призначення, будова, принцип дії.
5. Принцип калібрування електрокардіографа.