

тема; Комп'ютерно-інтегрована система контролю та управління електрокардіографом при неінвазивному контролі м'язу міокарду

Студент гр. АТШ-16дм Колмиченко Олександр Васильович

ВСТУП

Сучасний період розвитку суспільства характеризується сильним впливом на нього інформаційних технологій, які проникають в усі сфери людської діяльності, забезпечують поширення інформаційних потоків в суспільстві, утворюючи глобальний інформаційний простір. Сучасні інформаційні технології все більше використовуються в галузі медицини, що буває дуже зручним, а часом просто необхідним. Завдяки цьому медицина, в тому числі і нетрадиційна, набуває сьогодні абсолютно нових рис. У багатьох медичних дослідженнях просто не можливо обійтися без комп'ютера і спеціального програмного забезпечення до нього. Впровадження медичних приладо-комп'ютерних систем значною мірою впливає на якість виконання різноманітних обстежень, крім того медичні заклади починають консультувати пацієнтів в режимі online та надавати відомості про обстеження у приватному кабінеті. Саме тому, в даний час досить гостро постає питання розробки програмних систем для автоматизації діяльності медичних закладів. Впровадження таких систем дозволить підвищити якість та оперативність прийняття рішень у процесі діагностики та лікування пацієнтів; підвищити якість та зменшити тривалість обслуговування пацієнтів; підвищити ефективність праці медичного персоналу; зменшити терміни й спростити процедури підготовки звітних матеріалів за результатами роботи медичних закладів.

• РОЗДІЛ 3. РОЗРОБКА ТА ОПИСАННЯ КОМП'ЮТЕРНО-ІНТЕГРОВАНОЇ СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ ТА УПРАВЛІННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФОМ

Електрокардіографи - прилади, що реєструють зміну різниці потенціалів між двома місцями в електричному полі серця (наприклад, на поверхні тіла) . Сучасні електрокардіографи відрізняються високою технічною досконалістю і дозволяють здійснити як одноканальний, так і багатоканальний запис електрокардіограм (ЕКГ).

В іншому випадку синхронно реєструються декілька різних електрокардіографічних відведень (від 2 до 6-8), що значно скорочує час дослідження і дає можливість одержати більш точну інформацію про електричне поле серця.

Електрокардіографи складаються з вхідного пристрою, підсилювача біопотенціалів і реєстратора Різниця потенціалів, що виникає на поверхні тіла при роботі серця, реєструється за допомогою системи металевих електродів, укріплених на різних ділянках тіла гумовими ремнями чи грушами. Через вхідні проводи, маркіровані різним кольором, електричний сигнал подається на комутатор, а потім на вхід підсилювача, що складає з тріодів інтегральних схем.

Мале значення напруги, що отримана на електродах не перевищує 1-3 mV, підсилюється в багато разів і подається в реєстратор. Запис проводиться звичайно на електрокардіографічній паперовій стрічці, що нагадує міліметровку. У деяких електрокардіографах здійснюється тепловий запис ЕКГ за допомогою пера, що нагрівається і як би "випалює" відповідну криву на спеціальному тепловому папері.

Нарешті, існують такі електрокардіографи капілярного типу (мінгографи), у яких запис ЕКГ здійснюється за допомогою тонкого струменя чорнила, що розприскуються.

Незалежно від технічної конструкції кожен електрокардіограф має пристрій для регулювання і контролю посилення. Для цього на підсилювач подається стандартна калібрована напруга, що дорівнює 1 mV. Посилення електрокардіографа звичайно встановлюється таким чином, щоб ця напруга викликала відхилення системи, що реєструє, на 10 мм. Таке калібрування дозволяє порівнювати між собою ЕКГ, зареєстровані в пацієнта в різний час і різними приладами. Стрічкопротягувальні механізми у всіх сучасних електрокардіографах забезпечують рух папера з різною швидкістю: 25, 50, 100 мм/хв і т.д. У залежності від обраної швидкості руху папера змінюється форма кривої, що реєструє: ЕКГ записується або розтягнутою, або більш стиснутою. Найчастіше в практичній електрокардіології швидкість реєстрації ЕКГ складає 50 мм/хв.

Принцип побудови та робота складових частин приладу.

Будова електрокардіографа

Електрокардіограф складається з наступних складових частин:

- блоку керування, у який входить панель керування з органами керування, підсилювач біопотенціалів, підсилювач реєстратора, стабілізатор швидкості;

- стрічкопротягувального механізму, поляризований електромагнітний гальванометр-перетворювач, плата індикації розряду акумуляторної батареї БЖА (не встановлюється при виготовленні модифікації з мережевим живленням), плата стабілізаторів позитивної напруги (+9В) і негативної напруги (мінус 9В) з регулятором зсуву пера;

- блоку живлення (мережевого чи акумуляторного).

Органи керування і індикатори режимів роботи

Пристрій і принципи роботи блоків.

Реєстратор з термодрукуючою голівкою складається із:

- приводу реєстратора, тобто крокового двигуна з трансмісією;
- вузла термодрукуючої голівки;

- знімного стола, який разом із вмонтованим ведучим валом та кронштейном для установки рулонного носія інформації кріпиться з боку оператора.

Блок контролера являє собою друковану плату з закріпленням на ній кронштейном, на якому встановлено перемикач.

Панель управління складається з друкованої плати та плівкової панелі, яка містить 12 функціонально згрупованих кнопок.

На нижній кришці закріплено блок підсилювача ЕКГ та пристрій комутації живлення.

Підсилювач ЕКГ являє собою друковану плату із закріпленням на ній кронштейном вхідного роз'єму і двома електромагнітними екранами.

Пристрій комутації живлення являє собою друковану плату з кронштейном, на якому закріплено перемикач живлення, роз'єм джерела зовнішньої напруги та підзарядки акумуляторної батареї та гніздо для заземлення приладу.

Всі блоки та вузли приладу кріпляться до верхньої та нижньої кришок за допомогою гвинтів.

В нижній кришці електрокардіографа передбачено спеціальне гніздо для встановлення акумуляторної батареї. Монтаж і демонтаж батареї здійснюється без розпломбування приладу.

Усі між блочні з'єднання виконані за допомогою плоских кабелів, причому кабель, що з'єднує верхню кришку з нижньою має довжину, достатню для забезпечення роботи приладу при знятій верхній кришці.

Конструкція блока живлення БЖ-01.

Блок живлення складається з декількох окремих конструктивних вузлів, що знаходяться у певному зв'язку один з одним (рис.3.1.).

Верхня лицева панель (1) виконана з пластмаси, має два наступні виконуючі елементи: кнопку (2), що переключає режими роботи- заряд акумулятора електрокардіографа ЗАРЯД та живлення приладу електричним струмом постійної напруги „=12 В” і кнопку (3) включення та виключення

зовнішньої мережі змінної напруги 220 В МЕРЕЖА „ I ”. Крім того на панелі (1) розташовані двасвітлодіодних індикатори, що визначають положення кнопок (2) і (3), а саме: індикатор (4) засвічується при роботі кнопки (2) у положенні ЗАРЯД, а індикатор (5)- при включенні мережі кнопкою (3).

Корпус блока живлення (6) також виконаний з пластмаси і має наступні елементи: з правого боку колодку (7) з запобіжником (8) для підключення мережі живлення та табличку (9) з позначеннями „220 В, 0,5 А, з лівого боку- кабель (10) підключення до електрокардіографа з розємом (11). По бокам корпус (6) має вентиляційні отвори (12), знизу- гумові аортизатори (13).

У середині корпуса (6) змонтована електронна плата (14), виконана методом друкованого монтажу. Корпус (6) та панель (1) зєднанні між собою металевим кронштейном (15) та кронштейном (16), на якому також встановлені трансформатор (17) і колодка (7). Електронна плата (14) та всі інші елементи закріпленні на панелі (1), а корпус (6) кріпиться до кронштейнів (15,16) гвинтами (18). Гвинти (18) пломбуються.

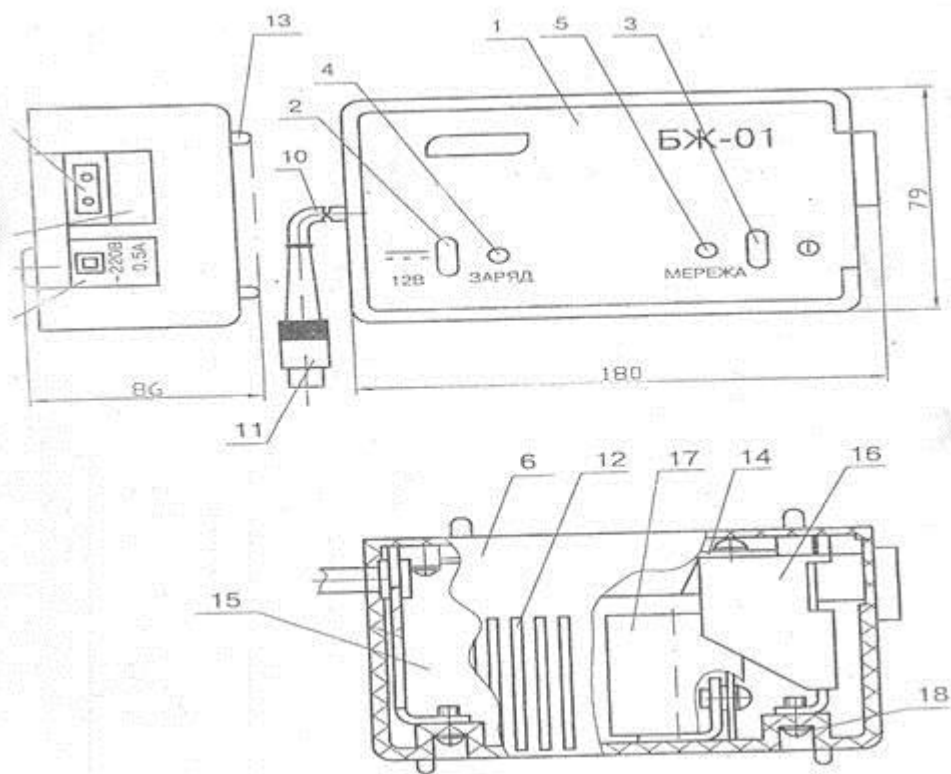


Рис.3.1. Конструкція блока живлення та перетворювача напруги

Перетворювач напруги ПН-01 конструктивно складається (рис3.2.) з корпусу (1), усередині якого розміщена основа (2), до якої зверху приклеєна панель (3), а знизу розміщена плата (4) з перемикачем (5). До верхньої плати за допомогою стійок (6) кріпиться плата (7) з трансформаторами.

Знизу на корпус (1) приклеюється шильник (8). Перетворювач з допомогою кабелю (9), розпаяного на верхню плату, підключаються до електрокардіографа ЕКІТ-04.

З протилежної сторони перетворювача напруги встановлена спеціальна колодка (10) з запобіжником, в яку вставляються шнур живлення для підключення до бортової мережі автомобіля.

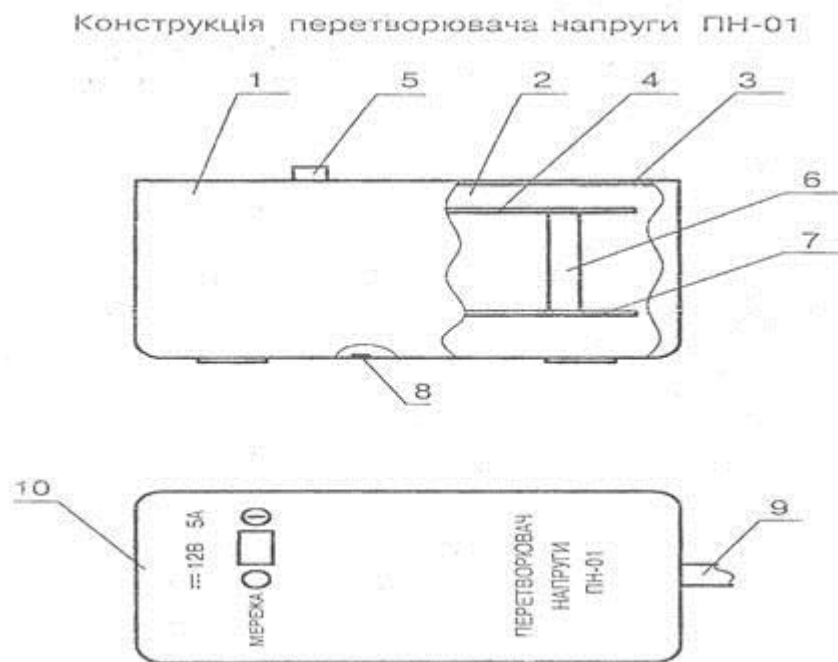


Рис.3.2. Конструкція перетворювача напруги.

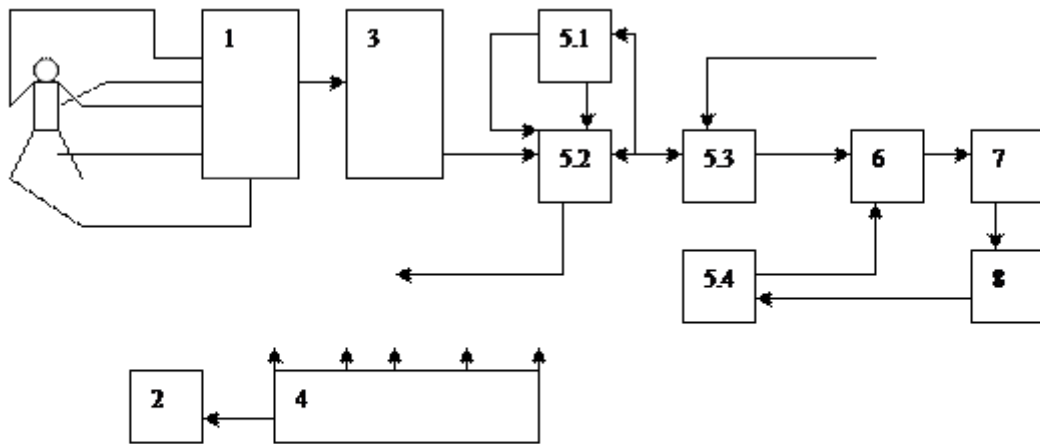


Рис.3.3. Структурна схема електрокардіографа.

Біосигнали, що сприймаються кардіографічними електродами, через кабель відведень 1 з елементами захисту (резисторами) від дії імпульсів дефібрилятора підводяться до входу підсилювача біопотенціалів 3 з гальванічною розв'язкою. Попереднє підсилення біосигналу та його вивід на додатковий вихід 10, для його спостереження на екрані осцилоскопу, здійснюється передпідсилювачем 5.2, функціонально розташованим на платі попереднього підсилювача.

Сигнал з виходу передпідсилювача 5.2 поступає на входи підсилювача-обмежувача 5.3 та системи автоматичного заспокоєння.

Підсилювач - обмежувач 5.3 обмежує граничний розкид сигналу до рівня, який забезпечує по запису розмах зображення не більше 42...43 мм.

Використання такої електричної схеми дозволяє відмовитися від механічних систем обмеження, які не виключали різних ударів та можливості пошкодження пера.

Додатковий диференційний вхід 9 може бути під'єднаний до підсилювача - обмежувача через спец кабель. При під'єднанні цього кабелю до електрокардіографа від підсилювача - обмежувача 5.3 автоматично

відключаються передпідсилювач 5.2 та система автоматичного заспокоєння 5.1. Використання додаткового входу 9 дозволяє використовувати електрокардіограф як реєстратор інших сигналів.

Підсилювач потужності 6 підсилює сигнал до величини, необхідної для отримання повного розкиду пера гальванометра 7 – електромагнітного поляризованого перетворювача. На вісі гальванометра 7 розташовано диференційний ємнісний датчик положення 8. Використання датчику положення з ланкою зворотного зв'язку 5.4 дозволяє охопити підсилювач потужності 6 та гальванометр 7 достатньо глибоким від'ємним зворотним зв'язком по положенню пера гальванометра.

В електрокардіографі використано систему стабілізації швидкості протягування носія запису 2 з фотоелектронним датчиком швидкості. Блок живлення 4 здійснює живлення всіх вузлів електрокардіографа.

Функціональна схема приладу наведена на рис.3.4.

Через кабель пацієнта (КП) з вмонтованими у ньому елементами захисту приладу від дії імпульсів дефібриляції, електродні сигнали, які знімають з пацієнта, підводяться через вхідний роз'єм на вхід приладу . На самому вході сигнали проходять через діодну частину схеми захисту від імпульсів дефібриляції (СЗІД). Ця частина схеми приладу, разом з резисторами, які вмонтовані у кабель відведень, надійно захищає вхідні кола приладу від дії імпульсів дефібрилятора.

Електродні сигнали „ F „ та „ N „ використовуються для послаблення синфазної завади спеціальною активною схемою послаблення синфазної завади (ПСЗ). При взаємодії цієї схеми з іншими сигналами через тіло пацієнта на решті електродів утворюються різницеві сигнали у суміші з сигналом синфазної завади, послабленим більше ніж на 100 дБ. Ці сигнали відповідними проводами кабеля відведень підводяться через схему захисту (СЗІД) до електродних підсилювачів (ЕП).

Електродні підсилювачі здійснюють попереднє підсилення сигналів та служать трансформаторами високого вхідного імпедансу в низький вихідний,

потрібний для формування та комутацій відведень у вузлі комутатора відведень (КВ).

Коди відведень формуються у вузлі (ФКВІ), який формує коди відведень, знімаючи їх при кожному натиску на кнопку вибору відведень. На цю схему (ФКВІ), поступає сигнал ІNІВІТ, який примушує блимати світлодіод, що індидує вибране відведення, якщо ємність акумуляторної батареї вичерпана.

У пристрої (КВ) комутатора відведень зміщується сигнал TEST, який виробляє схема формування калібрувального імпульсу (ФКІ) при натисканні на кнопку „ ІмВ ”. Цей сигнал викликає проходження в ЕКГ тракт калібрувального імпульсу. З комутатора відведень сформований ЕКГ сигнал подається на роздільчу ємність з ключем заспокоєння (РСЗ).

Після роздільчої ємності сигнал підсилюється проміжним підсилювачем (ПІ), проходячи через ланку антитреморного фільтра (АФ).

Після другого проміжного підсилювача сигнал проходить через кола комутації чутливостей (КЧ) та фільтр верхніх частот (ФВЧ) і поступає на комутатор ПУСК/СТОП, КОНТРОЛЬ (КПС).

У режимі СТОП комутатор не пропускає ЕКГ сигнал на подальшу реєстрацію і за допомогою допоміжних сигналів START, STOP, OBS блокує подачу напруги живлення на кінцевий каскад реєстратора та на пристрій нагріву пера, стопорить протчгування носія запису. У режимі КОНТРОЛЬ ЕКГ сигнал проходить через пристрій КПС на реєстрацію, на кінцевий каскад реєстратора подається живлення, тому перпо гальванометра рухається і по ньому можна спостерігати за правильністю вибору чутливості та зміщення пера, але стрічкопротяжний механізм блокований та перо не розжарюється

Цей режим вибраний для економії паперу при попередніх процедурах встановлення нульової лінії і чутливості, та перевірки якості накладення електродів. В режимі ПУСК ЕКГ сигнал проходить через пристрій КПС на реєстрацію, на кінцевий каскад реєстратора подається живлення, перо нагрівається, стрічкопротяжний механізм протягує папір.

Перед тим як ЕКГ сигнал, скомутований пристроєм КПС для реєстрації, попадає власне на вузол реєстрації, він проходить через пристрій двостороннього обмежувача амплітуди (ДО), в якому проходить обмеження сигналу, якщо він виходить за межі ефективної ширини запису, щоб запобігти механічним ударам пера об механічні обмежувачі та пошкодження цього, що буває при великому сигналі на вході, неправильно установленій чутливості чи погано накладених електродах. У цьому ж вузлі двостороннього обмежувача до ЕКГ сигналу додається напруга від органу ручного зміщення нульової лінії.

Пройшовши через обмежувач, сигнал попадає на реєструвальний пристрій, який складається з гальванометричного підсилювача потужності (ПП), гальванометра (Г), вісь якого механічно зв'язана з датчиком положення пера (ДПП). Сигнал зворотнього зв'язку з датчика поступає знову на вхід підсилювача потужності, через те створюється глибокий відемний зв'язок по положенню пера гальванометра, який забезпечує високу лінійність реєстрації, відсутність гістерезису та стабілізує АЧХ реєстратора. Кінцевий каскад реєстратора для економії енергії акумуляторної батареї підключається до живлення тільки на час реєстрації.

До складу реєструючого пристрою входить також пристрій розжарення пера (РП), який вмикає розжарення пера тільки при реєстрації (для економії енергії акумуляторної батареї).

Рух паперу забезпечується пристроєм його протягування (ПН), який виготовлений з використанням крокового двигуна, що забезпечило простоту виконання цього вузла та високу стабільність швидкості руху носія. Швидкість руху носія змінюється з 25 до 50 мм/с при натисканні на відповідну кнопку шляхом частоти генератора тактових імпульсів в цьому пристрої.

Електроживлення приладу здійснюється від вбудованої у прилад акумуляторної батареї, якщо роз'єм зовнішнього живлення ні з чим не з'єднаний. Живлення приладу від зовнішньої мережі постійного струму 12В (

наприклад у машині швидкої допомоги) здійснюється через перетворювач напруги ПН-01. При цьому реле в пристрої комутатор живлення (КЖ) вимикає внутрішню акумуляторну батарею і під'єднує кола живлення приладу на роз'єм зовнішнього живлення.

Електроживлення приладу від електромережі 220 В, 50 Гц здійснюється від блока живлення БЖ-01, тільки у цьому випадку вбудована акумуляторна батарея не тільки від'єднується від кіл живлення приладу, але і під'єднується до спеціальної шини зарядного пристрою, через яку вона буде заряджатись у режимі ЗАРЯД.

Пристрій контролю заряду батареї (ПКЗБ), вбудований у прилад, слідкує за напругою на акумуляторній батареї, та виробляє сигнал INIBIT для сигналізації що батарея розряджена і далі її без підзаряду використовувати не можна, якщо напруга на акумуляторній батареї знизиться до 10,8 В. Сигнал INIBIT поступає на систему звукової сигналізації (СЗС) та систему ФКВІ для звукової і візуальної сигналізації розряду акумуляторної батареї.

Напруги живлення VDD та VEE використовується для живлення операційних підсилювачів та логічних елементів приладу.

Комутатор живлення реєстратора (КЖР) подає живлення VDD2 та VEE2 на кінцевий каскад реєстратора та на пристрій розжарення пера в режимах ПУСК і КОНТРОЛЬ. Пристрій (ШСТ) створює штучну середню точку, яка заземляється, щоб отримати двополярну систему напруг необхідних для живлення операційних підсилювачів приладу.

Формувач електронних напруг (ФЕН) створює систему стабілізованих симетричних (двополярних) щодо землі напруг +VR та -VR, для кіл зміщення операційних підсилювачів та пристрою калібрування.

Функціональна схема блока живлення БЖ-01

Блок живлення містить у собі силовий трансформатор для живлення від мережі 220 В (ТР), випрямляч (В), який у режимі РОБОТА працює на стабілізатор напруги +12В (СТН), яка подається для живлення приладу замість акумуляторної батареї, чи на вузол автоматичного заряду

акумуляторної батареї (АЗ) у режимі ЗАРЯД. Цей вузол автоматично проводить заряд акумуляторної батареї у два етапи з врахуванням її розряду та індикуює стан, коли акумуляторна батарея повністю зарядилася.

Функціональна схема перетворювача напруги ПН-01.

Функціональна схема перетворювача напруги ПН-01 наведена на рис.3.4.

Перетворювач напруги містить у собі вхідний фільтр (Ф1), мультівібратор (М), ключову схему (К), силовий трансформатор (ТР), випрямляч (В) та вхідний фільтр (Ф2). Основна функція перетворювача напруги полягає у перетворенні напруги зовнішньої мережі постійного струму 12 В у напругу живлення приладу 12 В, з повною гальванічною розв'язкою кіл живлення приладу від мережі живлення машини швидкої допомоги.

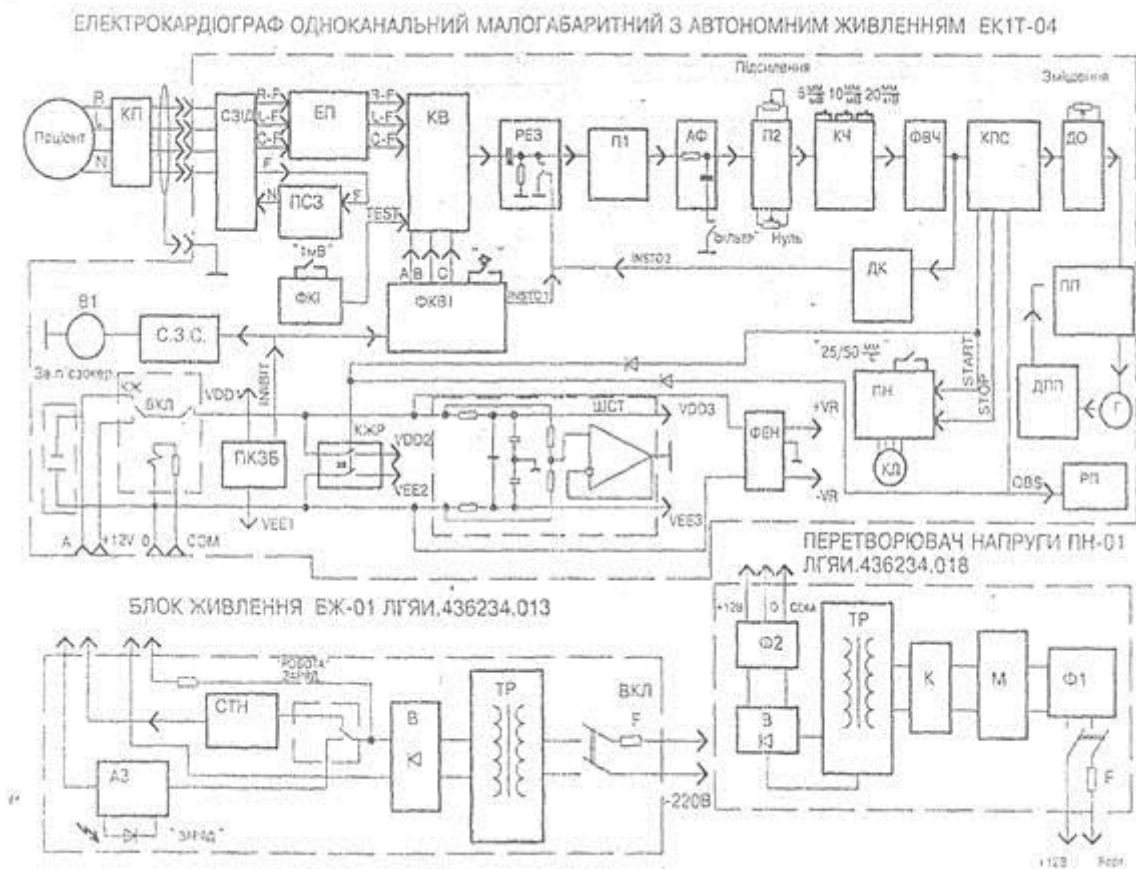


Рис.3.4. Функціональна схема електрокардіографа.

РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА МАТЕМАТИЧНИХ МОДЕЛЕЙ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФА

ФІЗИЧНІ ОСНОВИ електрографії.

Електричний диполь. Поле диполя

Електричним диполем називають систему з двох рівних за величиною і протилежних за знаком точкових зарядів, розташованих на відстані один від одного. Характеристикою диполя є дипольний момент - вектор, що дорівнює добутку заряду на плече диполя: $ql \cdot ql$

$$\vec{p} = q \cdot \vec{l}$$

де \vec{l} - вектор, спрямований від негативного до позитивного заряду (плече диполя).

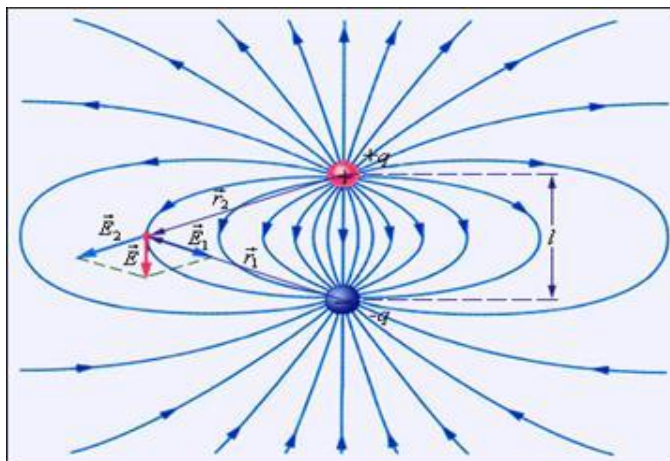


Рис.4.1 а) Силові лінії диполя.

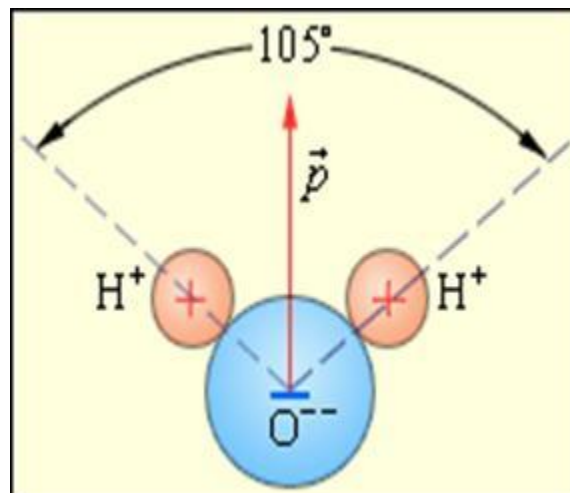


Рис.4.1 б) Дипольний момент води

Знайдемо вираз для потенціалу поля, створеного диполем в деякій віддаленій точці простору O (рис.4.2).

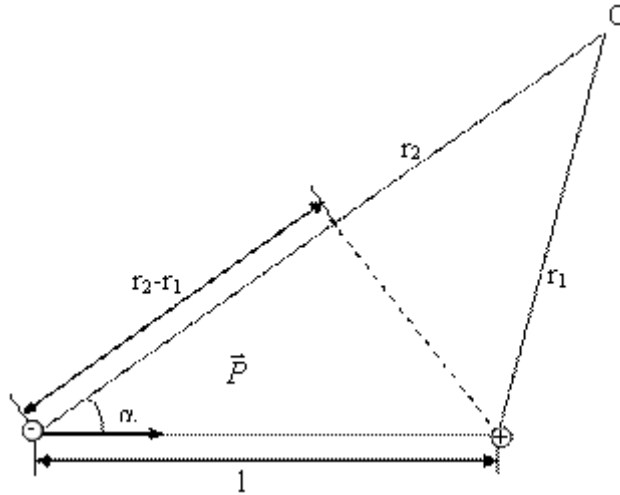


Рис.4.2. Знаходження потенціалу диполя в віддаленій точці простору.

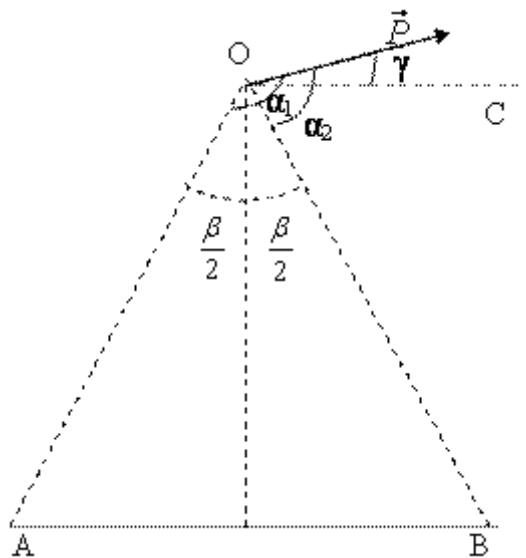


Рис.4.3 Знаходження різниці потенціалів між двома рівновіддаленими від диполя точками.

Для точкового заряду

згідно з принципом суперпозиції знаходимо (Рис. 4.5):

Тут враховано, що. $r_1 = r_2 = r$

$$\phi_0 = \frac{q}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon \cdot \varepsilon_0 \cdot r_1} - \frac{q}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon \cdot \varepsilon_0 \cdot r_2} = \frac{q}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon \cdot \varepsilon_0} \cdot \frac{r_2 - r_1}{r_1 \cdot r_2} = \frac{q \cdot l \cdot \cos \alpha}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon \cdot \varepsilon_0 \cdot r^2} = \frac{p \cdot \cos \alpha}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon \cdot \varepsilon_0 \cdot r^2}$$

Застосуємо знайдену формулу для знаходження різниці потенціалів між двома рівновіддаленими від диполя точками А і В

$$\Delta \phi_{A-B} = \frac{P}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon \cdot \varepsilon_0 \cdot r^2} \cdot (\cos \alpha_2 - \cos \alpha_1) = \frac{\sin \beta/2}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon \cdot \varepsilon_0 \cdot r^2} \cdot p \cdot \cos \gamma.$$

Тут важливо зауважити, що різниця потенціалів двох рівновіддалених точок пропорційна проекції дипольного моменту на лінію, що сполучає ці точки, і залежить від синуса половини кута, під яким видно ці точки.

Розглянемо диполь, що знаходиться в центрі рівностороннього трикутника. В цьому випадку кути, під якими видно з диполя кожену пару рівновіддалених точок (сторони трикутника) рівні. Тому різниці потенціалів між вершинами трикутника пропорційні відповідних проекцій вектора на сторони трикутника: (P_{AB}, P_{BC}, P_{CA})

$$\Delta \phi_{A-B} : \Delta \phi_{B-C} : \Delta \phi_{C-A} = P_{A-B} : P_{B-C} : P_{C-A}$$

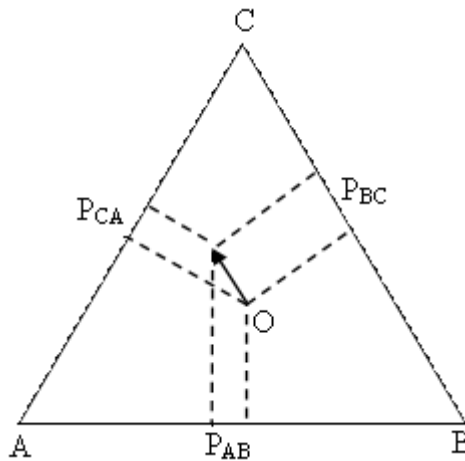


Рис.4.4. Диполь в центрі рівностороннього трикутника.