Вінницький національний технічний університет
Факультет інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем
Кафедра біомедичної інженерії

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА
до бакалаврської дипломної роботи

за ступенем вищої освіти «бакалавр»

на тему:

РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ КАРДІОМЕТРА

08-35.БДР.908.01.000 ПЗ

Виконала студентка 4б курсу,

групи БМІ-16б

спеціальності 163 – Біомедична інженерія

Козеренко М. П.

Керівник доцент кафедри БМІ

к. т. н., доц. Штофель Д. Х.

«____» _____ 2020 р.

Вінниця ВНТУ – 2020 рік

АНОТАЦІЯ

Дана бакалаврська дипломна робота присвячена дослідженню такого розділу медицини, як електрокардіографія та розробці портативного кардіометра. Сама робота складається 5 основних частин.

Перша частина аналізує особливості принципу роботи електрокардіометрів та висвітлює залежність характерних ділянок ЕКГ від певного етапу функціонування серця. В другій частині роботи описується схема електрична принципова, а також розробляється структурна схема. Третя частина дипломної роботи полягає в розробці та проектуванні друкованої плати нашого апарату. В четвертій частині створюється програмне забезпечення для підтримки прийняття рішень, що буде допомагати лікареві поставити вірний діагноз. Остання частина роботи полягає в розрахунку завдання в розділі «Охорона праці» за індивідуальним варіантом.

ABSTRACT

This bachelor's thesis is devoted to the study of such a branch of medicine as electrocardiography and the development of a portable cardiometer. The work itself consists of 5 main parts.

In the first part, the peculiarities of the principle of operation of electrocardiometers were analyzed and the dependence of the characteristic parts of the ECG on a certain stage of heart function was highlighted. In the second part of the work, the electrical circuit diagram was described, and a block diagram was developed. The third part of the thesis is the development and design of a printed circuit board of our device. In the fourth part, the software was created to support decision-making that will help the doctor make a correct diagnosis. The last part of the work is to calculate the task in the section "Occupational Safety" on an individual basis.

ЗМІСТ

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА 3
ВСТУП 5
1 ПРИНЦИП РОБОТИ КАРДІОМЕТРА 8
1.1 Системи відведень ЕКГ 8
1.2 Електрокардіограма та її параметри 12
1.3 Електроди для знімання біоелектричних потенціалів 16
1.4 Класифікація електрокардіографів 21
2 ОПИС СХЕМИ ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ 23
2.1 Розробка структурної схеми приладу 23
2.2 Опис схеми електричної принципової 24
3 КОМПОНУВАННЯ ПРИЛАДУ 28
3.1 Вибір елементної бази 28
3.2 Вибір методу проектування 30
3.3 Вибір типу друкованої плати 31
3.4 Вибір матеріалу друкованої плати 31
3.5 Розрахунок діаметрів контактних площадок 33
3.6 Розрахунок ширини друкованих провідників 34
3.7 Трасування друкованої плати 36
3.8 Вибір методу виготовлення друкованої плати 38
3.9 Вибір варіанту конструкції приладу 40
4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ 46
4.1 Опис та призначення системи 46
4.2 Клієнт-серверна база для експертних систем 49

4.3 Використання експертних систем для аналізу ЕКГ 51

4.4 Практична частина 55

4.4.1 Принцип роботи 55

4.4.2 Складання бази данних 57

5. ОХОРОНА ПРАЦІ 62

5.1 Завдання до розділу 62

5.2 Причини виникнення, дія на організм людини та нормування шкідливих та небезпечних чинників факторів у приміщенні 63

5.2.1 Опис та класифікація потенційно небезпечних та шкідливих факторів 63

5.2.2 Можливі причини виникнення та дія на організм людини 65

5.3 Карта умов праці 70

5.3.1 Оцінка факторів виробничого і трудового процесів 70

5.3.2 Рекомендації що до поширення умов праці 71

5.4 Пожежна безпека 73

ВИСНОВОК 76

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 78

ДОДАТКИ 81

ВСТУП

Серед великого обсягу медичної апаратури, що діагностує стан хворого пацієнта більшу частину займають прилади, які моніторять та використовують біоелектричні сигнали. Такі біоелектричні сигнали мають певну величину та рівень шумів. Для того, щоб прилад працював оптимально та для зручної обробки інформації такі сигнали підсилюють до необхідного значення, як правило це значення декількох вольт.

Підсилювачі біоелектричних сигналів застосовуються при дослідженні біоелектричної активності і в подальшому для графічного відображення коливань, а також для їх реєстрації на магнітних носіях для подальшого аналізу накопиченої інформації і машинної обробки.

Електричні біопотенціали виникають не тільки в нервових тканинах організу. Також їх можна зафіксувати в головному мозку, кістковому мозку, сітківці ока, залозах в зовнішньої і внутрішньої секреції (потових, слинних, шлунково-кишкових). залежності від типу сигналу та його особливостей рівень підсилення встановлюється різний.

Невід'ємною частиною діагностики серцево-судинних захворювань на сьогодні стала електрокардіографія. Також її використовують для моніторингу пацієнтів з високим ризиком кардіологічної захворюваності. За період більше ніж 100 років історію розвитку ЕКГ можна умовно розділити на чотири часових проміжки. З 1902 по 1930 р. — включав винахід, розробку та запровадження ЕКГ у 3 відведеннях. З 1930 по 1942 р. — включає розробку грудних відведень та запровадження 12-канальної ЕКГ. Третій період — це період розвитку серцевого моніторингу в кардіологічних відділеннях інтенсивної терапії. Нарешті, четвертий — включає запровадження серцевого моніторингу в «неінтенсивних» відділеннях та розробку сучасних

телеметричних методів моніторингу протягом кінця XX та початку XXI століття.

У сучасному світі майже немає людей, у яких би не було хоча б незначних відхилень пов’язаних зі станом серцево-судинної системи. З розвитком різних сфер життя людини, її повсякденність також змінилась. Багато факторів почали впливати на нормальне функціонування серця. За відсутності повсякденного нормування таких чинників, як рухова активність, екологія та харчування, значно погіршується стан серцево-судинної системи. Тому кардіолог є одним з таких лікарів, до якого найчастіше звертаються пацієнти.

Лікарям і особливо молодим спеціалістам, в зв’язку з дуже великою кількістю хворих, та значною різноманітністю можливих відхилень та хвороб, іноді дуже важко зафіксувати та про класифікувати незначні їх ознаки, які проявляються на початкових стадіях хвороби, або ж на деяких конкретних часових проміжках їх розвитку.

Розвиток наукового і медичного приладобудування дозволяє значно розширити можливості лікарів шляхом вимірювання біологічних імпульсів, фізичних полів і випромінювань людського організму. І зв’язку з сучасним технічним розвитком, *метою* нашої роботи стала розробка приладу, який буде не тільки фіксувати сигнали серцевих імпульсів кардіометром, а й допомогти лікареві виявити відхилення, прокласифікувати його та поставити вірний діагноз, навіть на ранніх стадіях розвитку хвороби.

Кардіометр – це портативний багатофункціональний кардіограф, який може використовуватися в різноманітних умовах, від діагностичних кардіологічних відділень, до домашнього користування для постійного моніторингу показників власної ЕКГ.

Мета роботи – розробити портативний кардіограф, забезпечений системою підтримки прийняття рішень щодо діагностики захворювань

серцево-судинної системи.

Задачі роботи: Описати особливості принципу роботи електрокардіометрів, висвітлити залежність характерних ділянок ЕКГ від певного етапу функціонування серця. Описати схему електричну принципову для кардіометра, зробити аналіз елементної бази, розробити друковану плату та обґрунтувати вибір конструкції виробу. Створити програмне забезпечення для підтримки прийняття рішень. Зробити розрахункове завдання в розділі «Охорона праці» за індивідуальним варіантом.

1 ПРИНЦИП РОБОТИ КАРДІОМЕТРА

1.1 Системи відведень ЕКГ

Найбільшого поширення при реєстрації ЕКГ отримали 12 способів відведення біоелектричних потенціалів, заснованих на концепції трикутника Ейнтховена. Проводячи дослідження біоелектричної активності серця, Ейнтховеном було зроблено кілька припущень: людське тіло по відношенню до електричного поля є однорідним провідником; генератор серцевої ЕРС є точковим диполем, розташованим в центрі рівностороннього трикутника АВС (рис. 1.1). При таких припущеннях серце і вершини АВС повинні розташовуватися під фронтальною площині, а робота генератора серцевої ЕРС може відображатися у вигляді вектора, довжина і напрям якого будуть змінюватися тільки в межах зазначеної площині. Як випливає з рис. 1.1, різниця потенціалів, зареєстрована між двома будь-якими вершинами трикутника, пропорційна проекції вектора, який отримав назву електричний вектор серця, на відповідну сторону трикутника. Знімання біоелектричних потенціалів з міркувань зручності проводиться не в точках А, В і С, а в еквіпотенційних їм точках на кінцівках (рис. 1.2). При цьому точці А еквіпотенційна поверхня правої руки, а відповідним їй електрод позначається буквою R; точці В - поверхня лівої руки (електрод L); точці С - поверхня лівої ноги (електрод F). Кожна пара електродів, за допомогою яких здійснюється знімання і реєстрація різниці потенціалів між відповідними точками, називається відведенням (в утворенні відведеннь може бути використано і більша кількість електродів). [1, 3]

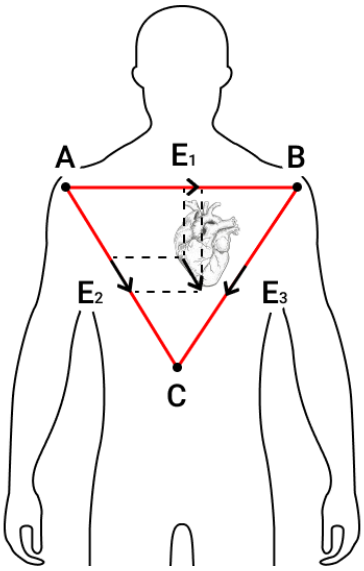


Рисунок 1.1 – Рівносторонній трикутник Ейнтховена

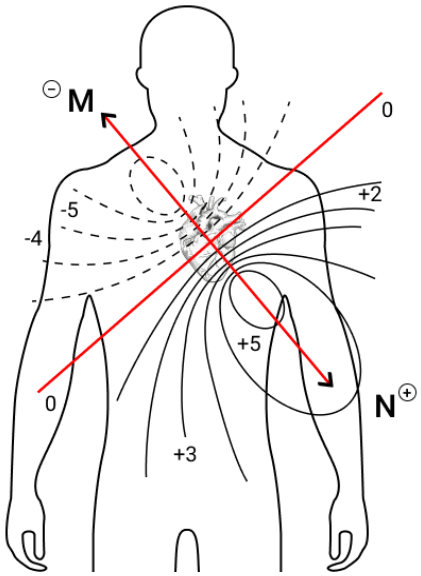


Рисунок 1.2 – Еквіпотенціальні лінії електричного поля серця

Відведення, запропоновані Ейнтховеном, називаються стандартними і позначаються римськими цифрами I, II і III (рис. 1.3). Для полегшення боротьби з перешкодами до трьох електродів для реєстрації стандартних відведень добавляється четвертий допоміжний електрод, який називаюється нейтральним, позначається буквою N і зазвичай з'єднується з корпусом електрокардіографа. Всі стандартні відведення є біполярними. [1]

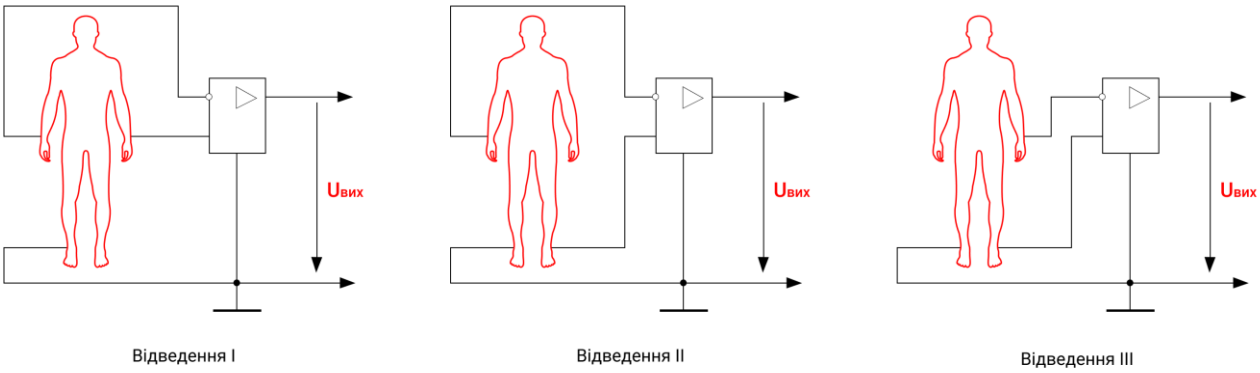


Рисунок 1.3 – Стандартні відведення за Ейнтховеном

Шість уніполярних (монополярних, однополюсних) грудних відведень були запропоновані Вільсоном. За концепцією Ейнтховена сума потенціалів

між вершинами трикутника дорівнює нулю, отже, можливе створення штучної нейтральній точки шляхом підсумовування сигналів з електродів R, L і F (рис. 1.4, а). Вимірюючий електрод при цьому позначається C та накладається на одну з шести точок на грудній клітці (рис. 1.4, б). Для позначення грудних електродів використовується буква V з індексами, кожен з яких позначає точку на грудній клітці: V1 - V6.

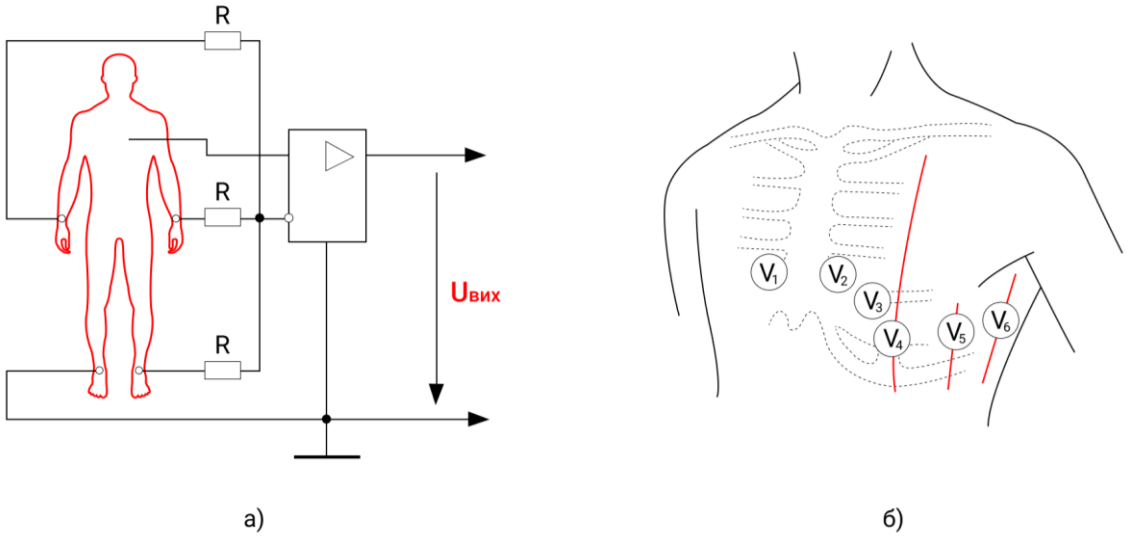


Рисунок 1.4 - Уніполярні грудні відведення [2]

Три посилених уніполярних відведення від кінцівок по Гольдбергергу позначаються як aVR, aVL і aVF. У цих відведеннях нейтральна точка утворюється шляхом підсумовування потенціалів лише двох точок (рис. 1.5). При цьому різниця потенціалів вимірюється і реєструється в третій точці відносно нейтральної.

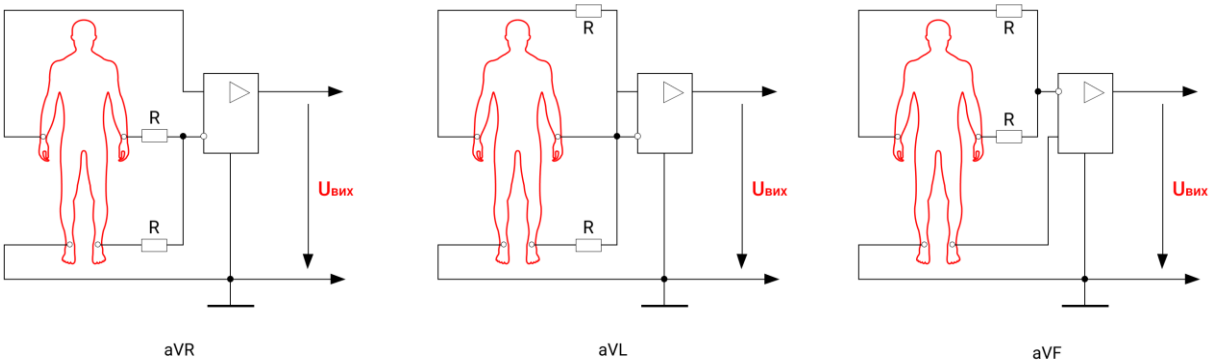


Рисунок 1.5 - Уніполярні відведення від кінцівок

Скориставшись концепцією Ейнтховена про рівність нулю суми потенціалів вершин трикутника ABC, можна показати, що запропоновані Гольдбергером відведення дійсно є посиленими. Якщо проводиться вимірювання різниці потенціалів у відведенні aVR, а коефіцієнт усилення диференціального підсилювача дорівнює 1, то можна записати [2, 5]:

$$U_{вих} = U_{aVR} = U_R - (U_L + U_F)/2 \qquad (1.1)$$

де U_R, U_L, U_F - потенціали, що знімаються за допомогою електродів R, L, F відповідно.

За теорією Ейнтховена $U_R + U_L + U_F = 0$,відповідно в будь-який момент часу $U_L + U_F = -U_R$.

$$U_{вих} = U_{aVR} = U_R + \frac{U_R}{2} = 1.5\ U_R \qquad (1.2)$$

Можна зробити висновок що, ні відведення по Вільсону, ні відведення по Гольдбергер не є уніполярними, оскільки в концепції Ейнтховена про трикутнику зроблено досить багато припущень. В результаті сучасних досліджень було встановлено, що потенціал штучно з- будівлі нейтрального електрода по Вільсону становить 0,15 - 0,26 мВ. Крім того, з'єднані при цьому точки виявляються шунтуватися резисторами підсумовує ланцюга, це призводить до спотворення значень реєстрованих потенціалів. Однак, вибираючи опору резисторів підсумовує ланцюга в кілька кОм, можна знизити похибка реєстрації до 1 - 5%. Підключення таких резисторів в підсумовує ланцюг відведень Гольдбергера також дозволяє знизити вплив похибки, обумовленої шунтуванням, до 1%. [5]

1.2 Електрокардіограма та її параметри

Кожна характерна ділянка ЕКГ відповідає певному етапу функціонування серця в серцево-судинній системі.

Чотири камери серця діють як два синхронізованих двоступінчастих насоса. Права частина серця подає кров в легені для насичення їх киснем (легенева циркуляція), а ліва - до решти систем (системна циркуляція). Надходячи кров заповнює праве передсердя, після чого воно скорочується і виштовхує кров через правий передсердно-шлуночковий (тристулковий) клапан в правий шлуночок, який потім скорочується і виштовхує кров в систему легеневої циркуляції. З легеневої системи насичена киснем кров надходить у ліве передсердя. Звідси кров через лівий передсердно-шлуночковий клапан (мітральний) надходить в лівий шлуночок. При скороченні м'язів лівого шлуночка кров надходить в коло системної циркуляції.

Автоматична діяльність серця здійснюється завдяки наявності в міокарді особливої нервово-м'язової тканини, так званої провідної системи серця, яка складається з синоатріального вузла (синусовий вузол), атріовентрикулярного вузла (вузол Ашоффа-Тавара), пучка Гіса, його ніжок і дрібних розгалужень - волокон Пуркіньє.

Виникнувши в синоатріальної вузлі збудження діффузіоннно поширюється по міокарду передсердь, досягаючи атріовентрикулярного вузла. У цій точці спеціальні нервові волокна уповільнюють поширення потенціалу дії, забезпечуючи відповідну тимчасову затримку між скороченнями передсердь і шлуночків. Після цього атріовентрикулярний вузол створює імпульс в шлуночках, що проходить через пучок Гіса по ніжках пучка, які з'єднуються з волокнами Пуркіньє в міокарді. Однак, хвильовий фронт в шлуночках поширюється не вздовж поверхні, а перпендикулярно їй - від

внутрішньої до зовнішньої частини стінки шлуночка - до тих пір, поки весь шлуночок не стане деполяризованним. Тоді шлуночки скорочуються, виштовхуючи кров в системи легеневої і системної циркуляції. За хвилею деполяризації йде хвиля реполяризації (з інтервалом 0,2 ... 0,4 с). Реполяризация, однак, не виникає під впливом сусідніх м'язових клітин - кожна клітина повертається до потенціалу спокою незалежно.

На рис. 1.6, а показана типова ЕКГ, зареєстрована в другому стандартному відведенні. Кожній її характерній рисі були дані буквені позначення.Для зручності вивчення кривої ЕКГ її горизонтальну ділянку розглядають як ізопотенціальну, або ізоелектричну лінію. Зубець Р характеризує електричну активність, пов'язану з деполяризацією предсердної мускулатури в міру того, як потенціали дії поширюються від синусового вузла, де вони виникають, до атріовентрикулярного вузла. На рис. 1.6, б хвиля деполяризації представляється вектором зі знаками полярності, що вказують основний напрямок поширення хвилі і результуючу різницю потенціалів, яка створюється в м'язах серця. Таким чином, вектор зубця Р представляє хвилю деполяризації певної амплітуди, яка поширюється від синусового вузла до атріовентрикулярного вузла. У міру поширення хвилі область навколо атріовентрикулярного вузла стає електрично позитивною, а область поблизу синусового вузла (стимулятора) - негативною. Так як результуюче електричне поле проявляється на поверхні тіла, то під час збудження передсердя нижня частина грудної клітки стає позитивною, а верхня - негативною.

Якщо використовуваний для вимірювання ЕКГ електрокардіограф правильно підключений за допомогою електродів до цих областей, результуючий зубець Р має вигляд позитивної хвилі (вищеізолінії), як це і показано на рис. 1.6, а. [4, 5]

Деполяризація передсердя відбувається в одному основному напрямку, а шлуночків - в трьох напрямках. Безпосередньо після закінчення періоду затримки імпульсу початкова деполяризація шлуночків починається з

септальних зонах, що лежать безпосередньо нижче атріовентрикулярного вузла, як показано на рис. 1.6, в. Так як стінки лівого шлуночка товщі стінок правого, хвиля деполяризації поширюється зліва направо. Це призводить до того, що ліва частина тіла стає негативною, а права - позитивною. Цей процес реєструється у вигляді зубця Q, який лежить нижче ізолінії (він негативний) на рис. 1.6, а.

Вектор зубця R (рис. 1.6, г) представляє деполяризацію більшої частини інших шлуночкових м'язів. Так як шлуночкові м'язи масивні, то вектор зубця R довше вектора зубця P. Їх напрямки практично збігаються (від вершини серця до його нижнього краю). Тому на рис. 1.6, а зубець R, як і зубець P буде розташований вище ізолінії, але його максимальна амплітуда значно більше максимальної амплітуди зубця P. [5]

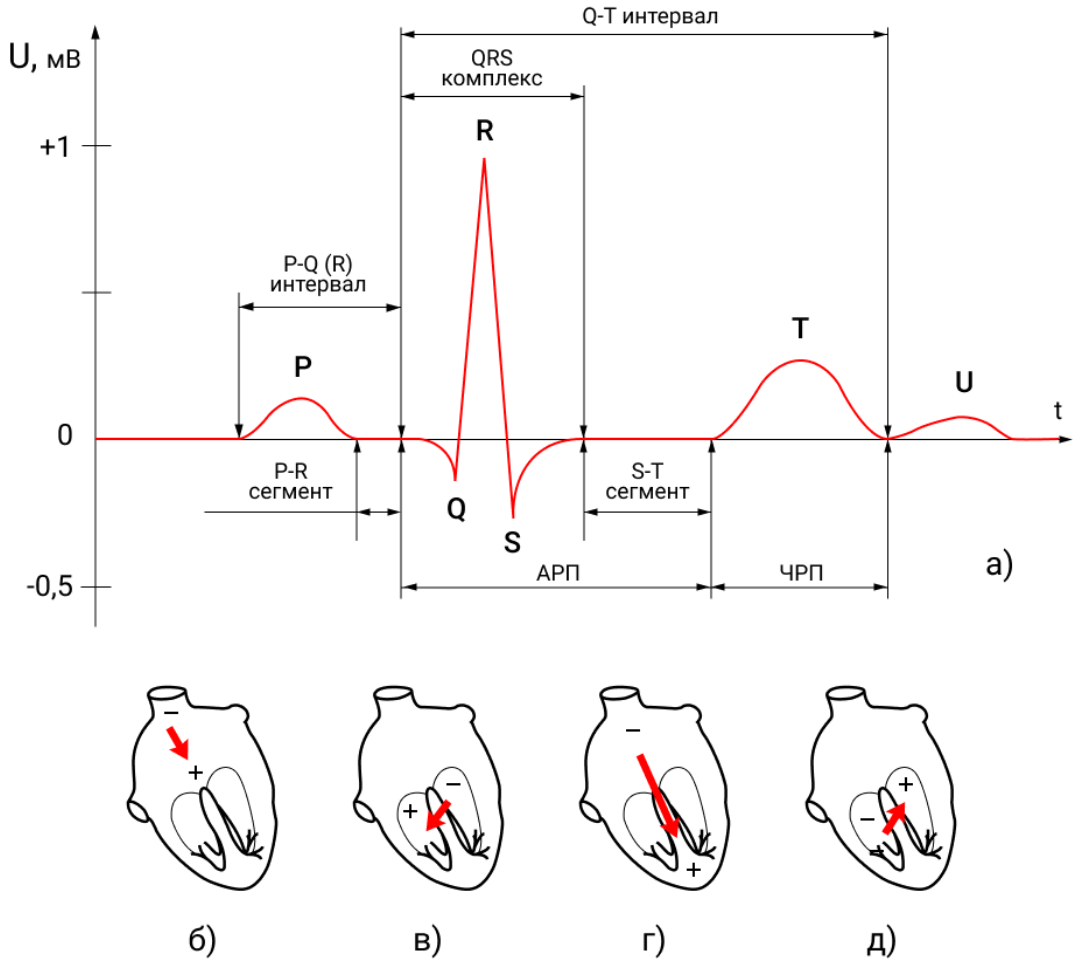


Рисунок 1.6 – Електрокардіограмма

Зубець R зазвичай є найбільш характерною частиною ЕКГ. Зазвичай пікова амплітуда зубця R близько 1 мВ (від опорної лінії до максимального значення) при вимірюванні на поверхні тіла і близько 40 мВ при вимірюванні всередині серця.

Вектор зубця S (рис. 1.6, в) характеризує деполяризацію решти шлуночків. Так як для цього зубця нижня частина серця стає негативною, а зона ПЖ вузла - позитивною, то зубець S лежить нижче опорної лінії на рис. 1.6, а. У загальному випадку амплітуда зубця S більше амплітуди зубця Q. Однак, у деяких пацієнтів амплітуда зубця S настільки мала, що при реєстрації його не видно. Комплекс QRS відображає сумарний результат шлуночків, який відбувається описаним вище чином. До початку цього інтервалу часу передсердя реполяризується. Через малу амплітуду сигналу, хвиля реполяризації передсердя, не може бути зареєстрована на поверхні тіла. Тому в інтервалі від кінця зубця P до початку комплексу QRS запис зазвичай має вигляд горизонтальної прямої, що збігається з ізолінією.

Як тільки шлуночки починають деполяризуватися, вони скорочуються (настає систола шлуночків). Потім вони реполяризуються. Реполяризація характеризується зубцем T. Іноді в запису присутній зубець U, він приписується залишковим потенціалом шлуночкових м'язів. Зубець U частіше спостерігається в записах ЕКГ дітей, ніж дорослих, але його можна спостерігати і в ЕКГ дорослих пацієнтів з дисбалансом калію або зі збільшеним серцем. Слідом за реполяризацією шлуночки розслабляються (діастола шлуночків). [3, 5]

Типове значення амплітуди R-зубця, для нормальної ЕКГ, може змінюватися в межах 0,5 - 1,0 мВ, але іноді досягає 2 мВ. У цьому випадку інші значення максимальних амплітуд ЕКГ змінюються пропорційно.

Іншими важливими параметрами ЕКГ є тривалості різних інтервалів і сегментів (рис. 1.6, а). У типових випадках загальний час, необхідний для

завершення одного повного циклу електричної активності серця: 0,4 - 0,6 с. Під час інтервалу Q-T шлуночки знаходяться в рефракторному стані. Отже, від початку QRS комплексу до початку зубця T шлуночки не відповідають ні на яку стимуляцію. Під час зубця T деякі клітини шлуночків відповідатимуть на нормальне стимулювання, інші залишаються в рефракторному стані. Це час називають періодом уразливості серця.

Частота серцевих скорочень (ЧСС) поряд з електрокардіограмою має велике діагностичне значення. Саме тому при зніманні електрокардіограми ЧСС вимірюється як самостійний показник діяльності серцево-судинної системи. Як фізіологічний показник, ЧСС сильно залежить від фізичного навантаження і емоційного стану людини. Діапазон зміни ЧСС становить від 20 до 240 уд / хв (0,33 - 4,0 Гц). У здорової людини в спокійному стані частота серцевих скорочень становить 60 - 80 уд / хв, зниження частоти нижче 60 уд / хв називається брадикардією, а перевищення 90 уд / хв - тахікардією.

Для оцінки діяльності серцево-судинної системи використовується два види ЧСС: поточна (певна протягом одного періоду) і середня (певна протягом деякого тимчасового інтервалу, що становить, як правило, не менше десяти періодів). [1]

1.3 Електроди для знімання біоелектричних потенціалів

У зв'язку з різноманіттям електрофізіологічних методів і методик, до електродів як до елементів знімання інформації пред'являються специфічні вимоги: вони повинні мінімально спотворювати реєстрований потенціал і не викликати дратівної дії; їх конструкція повинна забезпечувати швидку фіксацію на будь-якій ділянці тіла без артефактів і перешкод; вони повинні мати еластичність при достатній механічній міцності, високу технологічність,

і економічність. Цими вимогами і пояснюється різноманітність конструкцій електродів. [4]

За призначенням електроди можна розділити на чотири групи:

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, в спортивній медицині та палатах реабілітації;

для екстреного застосування в умовах швидкої допомоги.

За конструктивним виконанням електроди можуть бути розділені на три групи:

електроди для зняття біоелектричних потенціалів з поверхні тіла, що представляють собою струмопровідні (зазвичай металеві) круглі або прямокутні пластини невеликої площі (0,3 ... 80 см2);

порожнинні електроди у вигляді шлункових зондів або внутрішньосерцевих катетерів;

голчасті електроди, що вводяться в досліджувані тканини або орган.

Загальною вимогою, що пред'являється до поверхневих електродів, є вимога зменшення перехідного опору електрод - шкіра, цілком визначаючого похибку імпедансу. Значення цього опору залежить від матеріалу електрода, властивостей шкіри, площі її зіткнення з електродом, а також від властивостей міжконтактного шару між електродом і шкірою.

Теорія електродів і основні принципи, що визначають їх розробку і характеристики функціонування, є необхідними складовими частинами теорії, що пояснює вимірювання біоелектричних потенціалів.

Найпростіші електроди, використовувані для вимірювання біоелектричних потенціалів, являють собою металеві пластини, які можна розміщувати на поверхні або всередині тіла. При цьому рідини, що входять до складу організму, можна розглядати як електроліти. В результаті електрохімічної реакції між металом і розчином виникає різниця потенціалів. Отже, хімічні принципи роботи простого гальванічного елемента (рис. 1.7), можна використовувати для пояснення основ теорії електродів. [4, 5]

На рис. 1.7, а показаний срібний електрод, занурений в соляний розчин, який є електролітом. Так як срібло є хорошим провідником електричного струму, то воно має надлишок щодо вільних валентних електронів. При зануренні срібного електрода в електроліт деякі з його валентних електронів переходять в розчин.

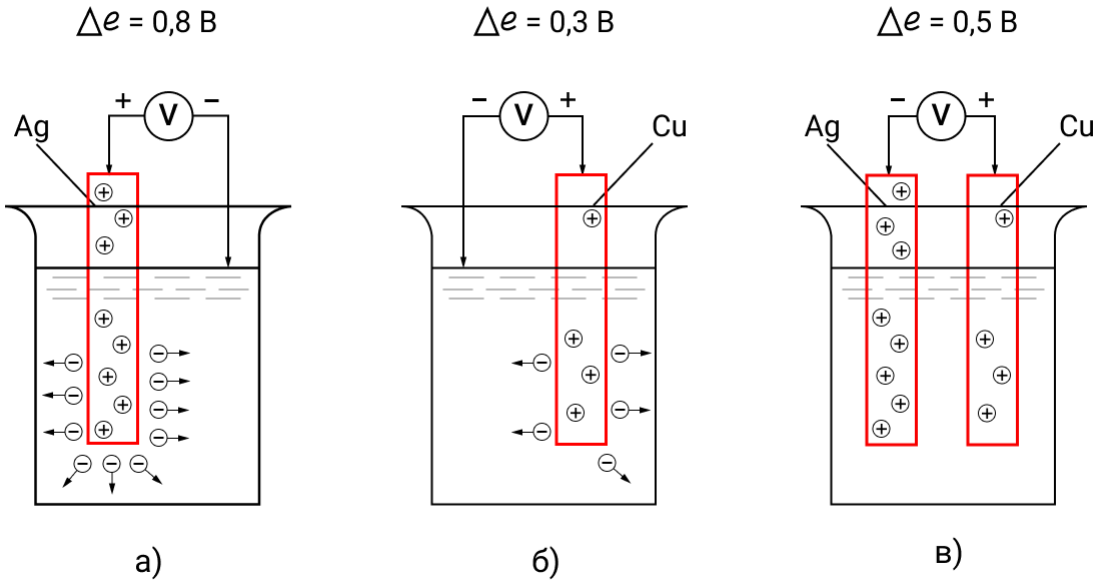


Рисунок 1.7 - Хімічні реакції між металевими електродами

Це призводить до того, що раніше електрично нейтральний електрод стає зарядженим позитивно по відношенню до + електроліту. Виникає різниця

потенціалів, що називається потенціалом напівелементу, це один з двох потенціалів, що асоціюються з гальванічним елементом. Для зануреного в електроліт срібного електрода потенціал напівелементу становить приблизно eAg = 0,8 В. При зануренні в електроліт мідного електрода (рис. 1.7, б) деякі з його валентних електронів також переходять в розчин і електрод стає позитивно зарядженим по відношенню до електроліту. Значення потенціала напівелементу мідного електрода становить eCu = 0,3 В. На рис. 1.7, в показані обидва електроди, занурені в електроліт. Так як потенціали напівелементів для срібла і міді рівні відповідно 0,8 В і 0,3 В і обидва електроди позитивні по відношенню до електроліту, то різниця потенціалів між електродами складе $e = e_{Ag} - e_{Cu} = 0,8 - 0,3 = 0,5\ B.$

Тобто срібний електрод позитивний по відношенню до мідного електрода. Таким чином, при зануренні в один і той же електроліт двох електродів з різнорідних металів між ними з'являється постійна напруга. Такі електроди можна використовувати для створення гальванічного елемента, але їх не можна застосовувати для вимірювання біоелектричних потенціалів. У той же час, з попереднього пояснення ясно, що два однакових металевих електрода, занурених в один і той же електроліт, не повинні створювати різниці потенціалів. [5]

На рис. 1.8, а показано поперечний переріз двох срібних електродів, що використовуються для зняття біоелектричних потенціалів і контактують з поверхнею шкіри, яка діє як електроліт. Якщо ці електроди хімічно ідентичні, то кожен з них буде мати один і той же потенціал напівелементу, а результуюча різниця потенціалів між електродами виявиться рівною нулю. Однак з практики відомо, що навіть спеціально підібрані (узгоджені).

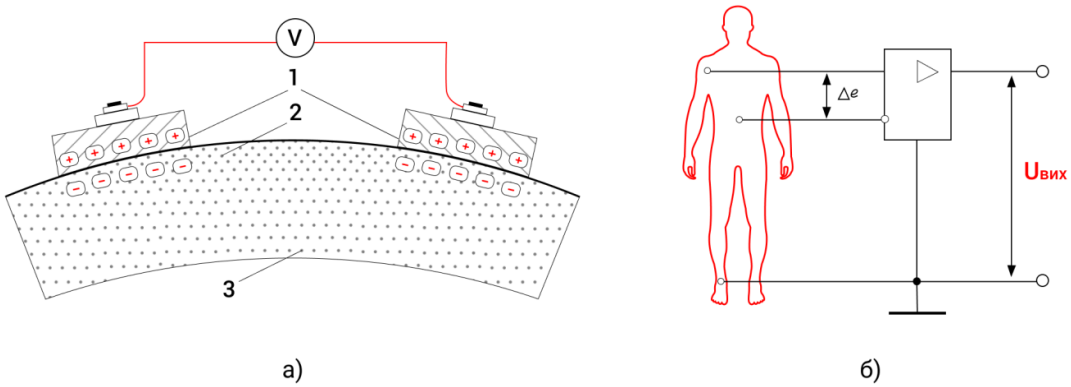


Рисунок 1.8 - Поперечний переріз двох срібних електродів
1 - срібні електроди; 2 - поверхня шкіри; 3 - тканинна рідина (електроліт)
Рисунок 1.8 - Електродний потенціал зсуву

Наявність таких відмінностей призводить до того, що між електродами, що контактують з тілом пацієнта, виникає різниця потенціалів, яка називається напругою зміщення електродів. При підключенні електродів за допомогою провідників до входу диференціального підсилювача (рис. 1.8, б) останній буде реагувати на напругу зміщення точно так, як і на фізіологічні сигнали, що надходять від організму.

Значення і полярності потенціалів напівелементу для електродів визначаються в основному вживаними матеріалами. Наприклад, срібний електрод в контакті з електролітом створює потенціал напівелементу + 0,8 У, що приблизно в 800 разів більше максимального значення сигналу ЕКГ, яке можна виміряти на поверхні тіла. [4]

Навіть при використанні дуже добре узгоджених електродів виникає на них напруга зсуву може суттєво перевищувати значення вимірюваного біоелектричного потенціалу, що призведе до отримання невірних результатів. Це можна зменшити, вибравши відповідний матеріал електродів або (в деяких випадках) спеціально їх обробивши. [6, 7]

1.4 Класифікація електрокардіографів

Електрокардіографи в залежності від точності відтворення форми сигналу прийнято розділяти на 3 класи.

До першого класу відносять найбільш точні прилади, призначені для комплексних досліджень серцево-судинної системи. Вони мають чотири або шість каналів, які використовуються також для запису звуків серця (фонокардіографія), пульсових коливань судин (сфігмографія), незначних переміщень тіла, що виникають в результаті скорочення серця і руху крові у великих судинах (баллістокардіографія) і ін. Відповідно прилади класу 1 повинні реєструвати без спотворень коливання з частотою до 800-1000 Гц, мати великий набір швидкості руху паперової стрічки та інші підвищені характеристики.

Прилади класу 2 мають зазвичай один або два канали і призначені для реєстрації електрокардіограми в ході діагностичного процесу. Найбільша частота реєстрованих коливань у цих приладів складає 70-100 Гц, що дозволяє без спотворень відтворювати всі характерні особливості біопотенціалів серця.

Електрокардіографи класу 3 є портативні одноканальні прилади, призначені, в основному, для використання на дому, в умовах швидкої і невідкладної допомоги для швидкого встановлення стану хворого. Найбільша частота записуваних коливань для цих приладів складає 60-70 Гц. Прилади 3-го класу мають тільки автономне джерело живлення або допускають також живлення та від мережі змінного струму. Основна вимога до цих приладів - малі габарити і маса. [6, 7]

Кардіометр, розроблений в цій роботі, належить до приладів 3-го класу оскільки має один канал (2 датчики) для реєстрації електрокардіограми.

Таким чином, метою роботи є розробка портативного одноканального приладу, який зручно використовувати, як в лікарнях, так і самостійно.

Для досягнення мети необхідно вирішити такі завдання: Описати особливості принципу роботи електрокардіометрів, висвітлити залежність характерних ділянок ЕКГ від певного етапу функціонування серця. Описати схему електричну принципову для кардіометра, зробити аналіз елементної бази, розробити друковану плату та обґрунтувати вибір конструкції виробу. Створити програмне забезпечення для підтримки прийняття рішень. Зробити розрахункове завдання в розділі «Охорона праці» за індивідуальним варіантом.

2 ОПИС СХЕМИ ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ

2.1 Розробка структурної схеми приладу

Електрокардіографія (ЕКГ) - метод дослідження електричної активності серця. Електричні процеси серця охоплюють діапазон 0,15 ... 300 Гц при рівні сигналів, що відводяться з поверхні шкірних покривів, 0,3 ... 3 мВ.

Цифровий кардіометр призначений для зняття ЕКГ одночасно за кількома відведенням, перетворення цих сигналів в цифрову форму і записи в ОЗУ для подальшого документування та аналізу. Особливістю БЦК є автоматичне вимірювання основних параметрів ЕКГ і логічна обробка результатів вимірювань. [8]

Структурна схема (додаток Б) містить наступні елементи: мікроконтролер, датчики, підсилювачі, пам'ять, контролер USB, блок живлення. Сигнали з двох датчиків підсилюються двоканальним підсилювачем до рівня, необхідного для роботи АЦП.

Основним елементом монітора є мікроконтролер, який забезпечує керування роботою приладу, містить вбудований АЦП. Що забезпечує аналогово-цифрове перетворення сигналу. Цифрові коди відліків сигналу записуються в заданому форматі в енергонезалежну пам'ять. Пам'ять розрахована на повний об’єм даних, що накопичуються протягом роботи кардіомонітора.

Контролер USB забезпечує зчитування інформації з пам'яті і передачу її в комп’ютер для наступної обробки.

Блок живлення забезпечує прилад електроенергією для нормального функціонування. Він реалізований у вигляді акумуляторної батареї, яка періодично заряджається за допомогою зарядного пристрою в той час, коли апарат ЕКГ не використовується. [9]

2.2 Опис схеми електричної принципової

Добовий портативний кардіомонітор складається з мікроконтролера, пам’яті, USB, блоку джерела живлення, підсилювачів і датчиків. Ознпйомитись з електрично принциповою схемою можна в додатку В.

Головним елементом в даному приладі є мікроконтролер ADuC842, є функціонально закінченим контролером, що включає в себе: два апаратних модуля АЦП (24-розрядний і 16-розрядний), 8-розрядний мікропроцесорний пристрій управління і вбудовану Flash-пам'ять програм і даних. Окрім двох незалежних модулів АЦП в складі пристрою є датчик температури і прецизійний програмований підсилювач, що дозволяє МК виконувати прямі вимірювання малих рівнів напруги. АЦП з вбудованим цифровим фільтром призначені для вимірювання низькочастотних сигналів в широкому динамічному діапазоні. Частота видачі результатів вимірювань з виходів АЦП програмується. [9, 11]

МК спроектований для роботи із зовнішнім кварцовим резонатором Z1 на частоту 32 768 Гц, з якої вбудована система фазова автоматична підстройка частоти (ФАПЧ) виробляє внутрішню робочу частоту 12,582 912 МГц. Ця частота надходить на програмований дільник, з виходу якого знімається робоча тактова частота обчислювального ядра мікропроцесорного пристрою. Така схема організації тактування дозволяє послабити негативний вплив паразитних високочастотних струмів, що протікають по загальній шині і шині живлення прилада, на точність аналого-цифрових перетворень. Процесорне ядро передставляє собою мікроконтролер із системою команд, сумісної з набором інструкцій сімейства 8051. Машинний цикл ядра складається з дванадцяти циклів вибраної робочої тактової частоти.

МК має 62 кбайт Flash-пам'яті програм, 4 кбайт Flash-пам'яті даних і 2304 байт оперативної пам'яті даних з довільним доступом. До складу МК

включені також 12-розрядний ЦАП з виходом напруги, два джерела струму, монітор джерела живлення. Вбудована цифрова периферія МК включає в себе сторожовий таймер, лічильник тимчасових інтервалів (реального часу), три таймера-лічильника та модулі послідовних портів UART і I2C/SPI. МК підтримує режими послідовної завантаження і налагодження через UART, а також режим емуляції через одну лінію (ніжку EA /). Пристрій живиться від одно полярного джерела з напругою +3 ... +5 В. При напрузі джерела +3 В споживана потужність складає менше 10 мВт.

Конструктивно МК випускається в 52-контактному корпусі типорозміру MQFP.

Допустимі значення робочої напруги живлення МК лежать в діапазоні від 2,7 до 5,25 В, а рекомендовані виробником діапазони живлячих напруг лежать в діапазонах від 2,7 до 3,6 В і від 4,75 до 5,25 В. Мікросхема має роздільні ланцюги живлення аналогової (AVDD) і цифровий (DVDD) частин, що дозволяє значною мірою забезпечити відсутність в ланцюзі живлення AVDD шумів з ланцюга живлення DVDD, що виникають через наявність динамічних сигналів з крутими фронтами на цифрових лініях введення-виведення. Крім цього, між кожним виводом мікросхеми, через яку в неї надходять живляча напруга AVDD або DVDD, і загальним проводом необхідно встановити фільтруючі конденсатори C4, C5.

Для схеми аналогового входу застосовано традиційне для подібних систем рішення - інструментальний підсилювач (IA) і операційний підсилювач зворотного зв'язку.

В якості інструментального підсилювача застосований AD620 - недорогий підсилювач з високою точністю і чудовими характеристиками на постійному струмі: коефіцієнт послаблення синфазного сигналу CMR >> 100 dB на частотах до 1 кГц, змішення на вході не більше 50 мкВ, малий вхідний струм(1 нА макс.) і низька напруга шуму(0,28 мкВ в смузі 0,1...10 Гц).

Для AD620 потрібно єдиний зовнішній резистор R_G,який задає коефіцієнт підсилення. Резистори R2 і R3 також впливають на коефіцієнт підсилення : Кус = 1+49,4к/RG+ (49,4к/2) /22к. Для того, щоб уникнути насичення виходу, коефіцієнт підсилення встановлений таким, щоб розмах вихідної напруги відповідав максимальному, якщо на вході присутня максимальна розрахункова напруга сигналу. При напрузі живлення ±5 В розмах вихідної напруги ІС AD620 складає ±3,8 В; тоді при вхідному сигналі ±5 мВ і при можливому постійному зміщенні ±300 мВ розрахунковий коефіцієнт посилення складе 12,45. Таким чином, з урахуванням запасу, ми встановлюємо коефіцієнт підсилення рівним 8(±1%) за допомогою R_G = 8,45 кОм. [10]

У схемі зворотного зв'язку, яка призначена для компенсації синфазного сигналу, застосований операційний підсилювач типу OP97 - малоспоживаючий прецизійний ОУ з надзвичайно високим коефіцієнтом послаблення синфазного сигналу(хв. значення 114 дБ). Ця схема подає напругу, яка компенсує синфазну складову сигналу з метою усунути вплив синфазного сигналу. Операційний підсилювач має коефіцієнт посилення для синфазного сигналу, рівний 91 [R4/(R2||R3)=1МОм/11кОм] і частоту зрізу низькочастотного фільтру близько 160 Гц, що забезпечує стійкість посилення.

Живлення ізольованої частини реєстратора ЕКГ здійснюється за допомогою батареї, яка періодично заряджається за допомогою зарядного пристрою в той час, коли апарат ЕКГ не використовується. Для того, щоб обробляти біполярний вхідний сигнал, підсилювачам AD620 і OP97 потрібно біполярне живлення ±5 В. Стабілізатор напруги на перемикаємих конденсаторах ADP3607 - 5 і інвертор на перемикаємих конденсаторах ADP3605 служать для отримання стабілізованого двохполярного живлення від батареї напругою 3 В

ІС ADP3607 - подвоювач напруги із стабілізованою вихідною напругою,який забезпечує струм до 50 мА. Вона здатна працювати при

напрузі живлення 3 В, є версія, що забезпечує фіксовану вихідну напругу 5 В(ADP3607 - 5), - саме такий застосований в цій схемі. Дані ІС поставляються також у варіанті з підстроюванням вихідної напруги в діапазоні 3...9 В за допомогою зовнішнього резистора.

Інвертори на перемикаємих конденсаторах ADP3605 із стабілізованою вихідною напругою можуть забезпечити струм до 120 мА. Вони поставляються з фіксованою вихідною напругою - 3 В(ADP3605 - 3) або з регульованими зовнішніми резисторами в діапазоні - 3...- 6 В. Нам потрібне джерело напруги живлення - 5 В при вхідній напрузі +5 В, тому опір резистора R вибраний рівним 31,6 кОм (±1%) за допомогою рівняння

V_{OUT} =-1,5 R/9,5 кОм.

Обидві напруги живлення(±5 В) отримані за допомогою ADP3607 і ADP3605, які нездатні генерувати небезпечну напругу навіть при порушенні режимів роботи, оскільки в схемі відсутні котушки індуктивності. У цих мікросхемах також є режим відключення(shutdown), що дозволяє мікроконвертору переводити їх в цей режим, коли система знаходиться в стані очікування.

У схемі є резистори Rxl, Rx2 і Rx3, що забезпечують безпеку пацієнта, - відповідно до вимог стандарту AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation) на безпечну величину струму. Ці стандарти вимагають, щоб середньоквадратичне значення струму витоку на землю або струму в аварійному режимі не перевищувало 50 мкА.

3 КОМПОНУВАННЯ ПРИЛАДУ

3.1 Вибір елементної бази

В загальному елементна база задається розробником електричної схеми. Аналіз елементної бази проводиться тільки з метою з’ясування, чи забезпечує вона задані характеристики виробу, які передбачені умовами експлуатації і режимом роботи, та чи необхідно намітити які-небудь конструкторські заходи для нормального функціонування розробки, при цьому слід враховувати відповідність номіналів і потужність елементів схеми, їх швидкодію, забезпечення технічних вимог до приладу і конструкції, наявність даних типів елементів в серійному виробництві. [18]

Згідно з переліком елементів до схеми електричної принципової, що наведений у додатку Г, здійснюємо опис характеристик обраних радіоелементів. Варто зазначити, що під час вибору елементної бази віддавалась перевага радіокомпонентам із мінімальними малогабаритними показниками, але із заданою навантажувальною здатністю, щоб пристрій мав якомога менші розміри і працював надійно. Оскільки елементна база за останні десятиліття істотно розширилась, то під час проектування пристрою було зроблено заміну радіокомпонентів, розроблених раніше, на більш нові, які вже випередили їх за електричними показниками та – що головне – габаритними показниками. Це дозволило суттєво підвищити надійність пристрою і зменшити його розміри. [13]

Зауважимо, що елемента база в пристрої належить різним виробникам – пояснюється це тим, що вартість радіокомпонентів зараз майже однакова як для вітчизняної, так і імпортної. А характеристики як перших, так і других, майже відповідають у аналогів, адже розроблялися вони по одному зразку.

Стосовно радіокомпонентів, то для зменшення розмірів пристрою використано як корпусні компоненти, які мають набагато менші і розміри, і вартість, і на порядок вищу надійність.

Усі елементи відповідають заданим вимогам, а їх конструктивно-експлуатаційні характеристики приведені в таблиці 3.1.

Установочна площа для елементів, які знаходяться на друкованій платі, обраховується наступним чином. [12]

Якщо елемент має переріз круглий (для конденсаторів, транзисторів, вертикально встановлених резисторів тощо), то площа обчислюється за формулою:

$$S = d^2 \text{ [мм}^2\text{]}, \tag{3.1}$$

де d – діаметр компонента.

Якщо елемент розміщений на платі горизонтально, то установочна площа:

$$S = a \cdot b, \tag{3.2}$$

де a, b – відповідно ширина і довжина установки.

Розпочнемо аналіз елементної бази із пасивних компонентів.

Конденсатори у нас двох видів: електролітичні обираємо тип К50-35а (рис.3.1); постійної ємності тип конденсаторів КМ-5б (рис.3.2).

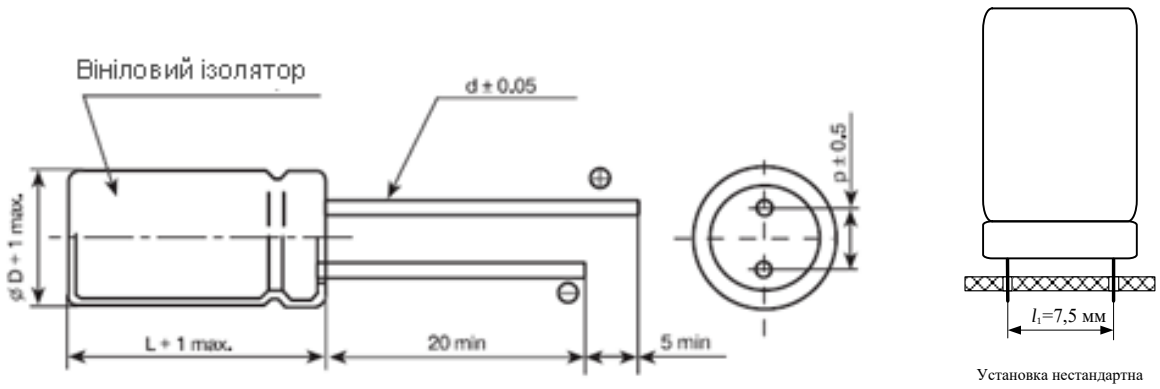


Рисунок 3.1 – Електролітичні конденсатори К50–35а

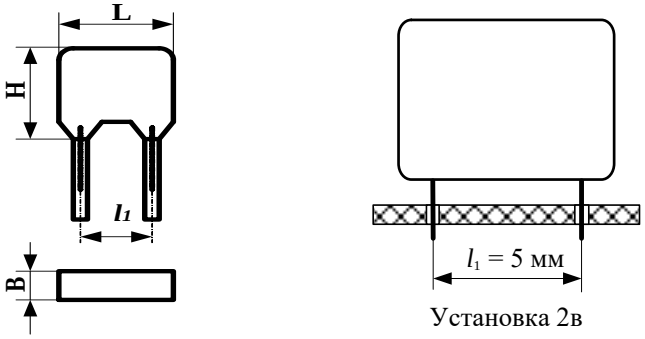


Рисунок 3.2 – Конденсатори КМ–5б

Таблиця 3.1 – Розміри конденсатора КМ – 5б

Група	L	H	B	l_1
H90	7	16	3	5

3.2 Вибір методу проектування

Установка навісних елементів на друкованій платі здійснюється згідно з ОСТ4.ГО.010.030 та ОСТ4.ГО.010.009. При розташуванні елементів необхідно враховувати наступні фактори: забезпечення високої надійності, мінімізація габаритних розмірів, забезпечення тепловідводу та ремонтопридатності.

Під час трасування провідників необхідно досягти мінімальних довжин зв’язків, мінімізації паразитних зв’язків між провідниками та елементами і, якщо можливо, то потрібно виконати рівномірне розподілення навісних елементів на платі.[14, 18]

У зв’язку з ускладненим трасуванням вибираємо крок координатної сітки 1,25 мм. Координатну сітку на початок координат розташовуємо згідно з ГОСТ 2.417-78. Далі всі операції здійснюємо автоматизовано, використовуючи програму “Visio-XP”, що дає змогу, маючи базу елементів,

проставляти зв’язки між ними як в ручному, так і в напівавтоматичному режимі.

3.3 Вибір типу друкованої плати

Плати бувають односторонні, двосторонні (із з’єднанням шарів та без нього) та багатошарові (з послідовним з’єднанням шарів, з попарним з’єднанням шарів і з наскрізними отворами).

Односторонні плати характеризуються:

а) установкою радіоелементів безпосередньо на поверхню матеріалів;

б) можливим використанням додаткових перемичок (до 5%);

в) низькою вартістю і 1-2-ми класами щільності.

Двосторонні плати характеризуються:

а) високими комутативними якостями;

б) підвищеною міцністю з’єднання;

в) більш високою вартістю.

Даний пристрій має у своєму складі мікросхеми, мікроконтролер. Тому, щоб полегшити трасування, оберемо двосторонню плату третього класу точності – це дозволить уникнути зайвих перемичок. [14]

3.4 Вибір матеріалу друкованої плати

До матеріалу висуваємо наступні вимоги:

а) висока технологічність;

б) високі електрофізичні властивості;

в) можливість працювати в умовах вакууму;

г) забезпечення високої адгезії;

д) мінімальні механічні короблення.

Таблиця 3.2 – Властивості матеріалів друкованих плат

Параметр	Гетинакс	Текстоліт	Склотекстоліт
Щільність без фольги, кг/м^3	1300…1400	1300…1500	1600…1900
Відносна діелектрична проникність	4,5…6	4,5…6	5…6
Питомий об’ємний опір, Ом·м	10^{12}…10^{14}	10^{12}…10^{14}	10^{14}…10^{15}
Діапазон робочих температур, °С	-60…+80	-60…+70	-60…+100
Коефіцієнт теплопровідності, Вт/(м*К)	0,25…0,3	0,23…0,34	0,34…0,74
Температурний коефіцієнт лінійного розширення, 10^{-6}К$^{-1}$	22	22	8…9

Найчастіше для виготовлення друкованої плати використовують склотекстоліт і гетинакс, марок:

- *ГФ – фольгований гетинакс;*
- *СФ – фольгований склотекстоліт;*
- *ФГС – склотекстоліт фольгований травильний;*
- *СФПН – склотекстоліт фольгований нагрівостійкий;*
- *СТФ – склотекстоліт теплостійкий.*

Товщина ж друкованої плати визначається товщиною вихідного матеріалу і вибирається залежно від елементної бази та навантажень.

Найкращі параметри, згідно таблиці 3.5.1, має склотекстоліт. Тому за матеріал для друкованої плати обираємо склотекстоліт фольгований двосторонній марки СФ-2-35-1,5, який має товщину фольги 35 мкм, товщина

матеріалу з фольгою 1,5 мм. Він застосовується для виготовлення двосторонніх та односторонніх друкованих плат.

3.5 Розрахунок діаметрів контактних площадок

Діаметр контактних площадок розраховується залежно від діаметрів отворів за формулою[15, 19]:

$$D_{КП} = d_{отв} + \Delta d_{отв} + 2\times в + \Delta t_{в} + \Delta t_{тр} + \sqrt{T_d^2 + T_D^2 + t_{нв}^2}, \qquad (3.3)$$

де $d_{отв}$ – діаметр отвору;

$\Delta d_{отв}$ – верхній допуск на діаметр отвору;

в – ширина гарантійного пояска;

$\Delta t_{в}$ – верхній допуск на ширину провідника;

$\Delta t_{тр}$ – допуск на підтравлювання діелектрика в отворі;

T_d – позиційний допуск розміщення отворів;

T_D – позиційний допуск розміщення центрів контактних площадок;

$\Delta t_{нв}$ – нижній допуск на ширину провідника.

Для двосторонньої плати третього класу значення параметрів наступні:

$\Delta d_{отв} = 0$ мм; $в = 0{,}1$ мм; $\Delta t_{в} = 0{,}1$ мм; $\Delta t_{тр} = 0$;

$T_d = 0{,}08$ мм; $T_D = 0{,}15$ мм; $\Delta t_{нв} = 0{,}1$ мм.

Визначаємо загальний допуск:

$$\Delta D_{КП} = 0 + 2\times 0{,}1 + 0{,}1 + 0 + \sqrt{0{,}08^2 + 0{,}15^2 + 0{,}1^2} = 0{,}5 \text{ (мм)}. \qquad (3.4)$$

Діаметри отворів розраховуються за формулою:

$$d = d_{вив} + (0{,}2...0{,}4),$$

де $d_{вив}$ – діаметри виводів радіоелементів.

В даному приладі елементи мають наступні діаметри виводів (за таблицею 4.4):

0,5; 0,6; 0,8; 0,9; 1,1 мм.

Здійснюємо оптимізацію діаметрів отворів:

d_1= 0,5 + 0,4 = 0,9 мм;

d_2= 0,6 + 0,3 = 0,9 мм;

d_3= 0,8 + 0,3 = 1,1 мм.

d_4= 0,9 + 0,2 = 1,1 мм.

d_5= 1,1 + 0,2 = 1,3 мм.

Маємо три діаметри отворів:

d_1 = 0,9 мм;

d_2 = 1,1 мм;

d_3 = 1,3 мм;

Знаходимо діаметри контактних площадок:

D_1 = 0,9 + 0,5 = 1,4 мм.

D_2 = 1,1 + 0,5 = 1,6 мм.

D_3 = 1,3 + 0,5 = 1,9 мм.

3.6 Розрахунок ширини друкованих провідників

Розрахунок ширини провідників проводиться для шин живлення та для інформаційних провідників.

Для шин живлення:

$$B_{min} = \frac{I_{мах}}{j_{доп} \cdot t} \text{ [мм]}, \qquad (3.5)$$

де $j_{ДОП}$ – допустима густина струму, для двосторонньої плати, виготовленої комбінованим методом, $j_{ДОП} = 48$ А/мм^2,

t – товщина провідника, t = 35 мкм,

$I_{мах}$ – максимальний постійний струм, який проходить через провідник, $I_{мах} = 0,1$ А. Обчислюємо:

$$B_{min} = \frac{0,1}{48 \cdot 0,035} = 0,06 \text{ мм} = 60 \text{ мкм } (<250 \text{ мкм}). \quad (3.6)$$

Визначимо мінімальну ширину провідника з умови допустимого падіння напруги :

$$b_{min} = \frac{I_{мах} \cdot \rho \cdot l_{max}}{\Delta U_{доп} \cdot t}, \quad (3.7)$$

де ρ – питомий опір провідників, ρ = 0,0175Ом×мм^2/м ,

$I_{мах}$ – струм, який проходить по провіднику, $I_{мах} = 0,1$ А,

$l_{мах}$ – максимальна довжина провідника, $l_{мах} = 0,035$ м ,

$U_{доп}$ – допустиме падіння напруги (становить 5% від напруги живлення $U_{доп} = 5 \times 0,05 = 0,25$ В),

t – товщина провідника.

$$b_{min} = \frac{0,1 \cdot 0,0175 \cdot 0,035}{0,25 \cdot 0,035} = 0,005 \text{ мм} = 5 \text{ мкм } (<250 \text{ мкм}). \quad (3.8)$$

Розраховані значення ширини провідників не перевищують обраних для третього класу точності. Побачити креслення друкованої плати можна в додатку Д.

3.7 Трасування друкованої плати

Установка навісних елементів на друкованій платі здійснюється згідно з ОСТ4.ГО.010.030 та ОСТ4.ГО.010.009. При розташуванні елементів необхідно враховувати наступні фактори: забезпечення високої надійності, мінімізація габаритних розмірів, забезпечення тепловідводу та ремонтопридатності.

Під час трасування провідників необхідно досягти мінімальних довжин зв’язків, мінімізації паразитних зв’язків між провідниками та елементами і, якщо можливо, то потрібно виконати рівномірне розподілення навісних елементів на платі.[11]

У зв’язку з складним трасуванням вибираємо крок координатної сітки 1,25 мм. Координатну сітку на початок координат розташовуємо згідно з ГОСТ 2.417-78. Далі всі операції здійснюємо автоматизовано, використовуючи систему автоматизованого проектування OrCAD-2001.

Таким чином, створивши електричну принципову схему пристрою і промоделювавши її частину, приступаємо до розробки друкованої плати.

Завантаживши OrCAD Layout, вибираємо опцію *File / New*.

Спершу вводимо ім’я технологічного шаблону – *default.tch* із стандартного набору OrCAD.[16]

Далі вибираємо із робочої директорії файл списку з’єднань *modem.mnl*, в якому у вигляді таблиці описано усі електричні з’єднання між елементами для трасування.

Після цього задаємо назву файлу плати, яку створимо – він матиме

розширення *.max; для спрощення називаємо його *modem.max*.

Під час завантаження списку з’єднань для кожного символу схеми в бібліотеках корпусів компонентів *.LLB (Footprint Libraries) обирається

відповідний корпус (що контролюється за допомогою атрибута *PCB Footprint* чи з допомогою файлу *System.prt*).

Після завершення завантаження списку з’єднань на робочому екрані OrCAD Layout отримали корпуси компонентів даного проекту з електричними зв’язками.

Задаємо в меню *Options / Sistem Settings* міліметрову сітку поля, що дозволить зручніше рисувати та здійснювати розміщення компонентів.

Обираємо команду *Tool / Obstacle / New* і рисуємо межу для розміщення компонентів і трасування.

Далі розміщуємо компоненти, які повинні мати фіксовані посадочні місця на платі. Це – транзистори, трансформатори та інтегральні мікросхеми. Здійснюємо цю операцію за допомогою команди *Tool / Component / Select Tool* – по черзі ставимо компоненти на відповідне місце, обов’язково фіксуючи їх командою *Tool / Component / Fix*, щоб після автоматичного розміщення вони не змістилися.

Потім командою *Auto / Place / Board* задаємо програмі самій розмістити компоненти, що лишилися, у вільну задану область.

Тепер задаємо в закладках ширину провідників і т. д., щоб перейти до безпосереднього трасування плати.

А ще по команді *Options* > *Route Strategies* > *Route Layers* у таблиці трасування відключаємо два “нижніх” шари – адже плата має бути двосторонньою, і чотири шари для трасування не потрібні.

Командою *Auto / Autoroute / Board* запускаємо на виконання програму автоматичного трасування плати. Глобальні параметри стратегії автотрасування задані в діалоговому вікні, яке відкривається по команді *Options* > *Route* > *Setting*. Всі інші параметри задані в діалогових вікнах, що відкриваються по командах *Options* > *Route Strategies*.

По закінченню починаємо редагування отриманого результату за допомогою команд *Options* > *Route Strategies* > *Manual Route* і *Tools* > *Sketch a Track*, та оформляємо креслення згідно з вимогами ГОСТ.

3.8 Вибір методу виготовлення друкованої плати

Усі процеси виготовлення друкованих плат можна поділити на: субстрактивні, адитивні, напівадитивні.

Субстрактивний процес – одержання провідного рисунка полягає у вибірковому видаленні ділянок провідної фольги методом травлення.

Адитивний процес – полягає у вибірковому осадженні провідного матеріалу на основу плати.

Напівадитивний процес – передбачає попереднє нанесення тонкого провідного покриття, який потім видаляється з місць, де є проміжки.

Згідно ГОСТ 2375-86 конструювання друкованих плат здійснюється з врахуванням слідуючи методів виготовлення:

- хімічний - для двосторонніх друкованих плат;
- позитивний комбінований – для двосторонніх друкованих плат з металізованими монтажними отворами.

Двосторонні друковані плати, як правило виготовляються з допомогою позитивного комбінованого метода, який передбачає експонування рисунка друкованих елементів з фотопозитива. Технологічний процес виготовлення друкованої плати даним методом добре відпрацьований й добре забезпечений технологічним обладнанням. [11]

Комбінований метод є об‘єднанням хімічного і електрохімічного методів. Вихідним матеріалом служить фольгова ний з обох сторін діелектрик, тому провідний рисунок отримують витравленням міді, а металізація отворів

проводиться завдяки хімічному мідненню з наступним електрохімічним нарощуванням шару міді. Пайка виводів ЕРЕ проводиться завдяки заповненню отворів припоєм в платі. Комбінований метод складається зі слідуючи основних операцій: різка заготовок і хіміко-механічна підготовка поверхні, отримання захисного рисунку, нанесення захисної лакової плівки, свердління і зенківка отворів, хімічне міднення і видалення лакової плівки, гальванічне міднення в два прийоми. Даний спосіб характеризується значною трудоємністю, так як в процесі доволі багато ручних операцій .

Підготовка поверхні перед нанесенням фоторезисту включає в себе хімічне обезжирення, яке відбувається в розчинах тринатрійфосфата. Температура розчину 40-60°С, тривалість обробки 2-5 хвилин.

Виготовлення друкованої плати по слідуючому технологічному процесу:

- виготовлення заготовки фольгованого склотекстоліту шляхом різки листа дисковими фрезами діаметром d=100мм і товщиною 3мм. Швидкість різки 100-120 мм/с;

- підготовка поверхні до нанесення фоторезисту. Механічна і хімічна очистка поверхні мідної фольги, зачистка мідним наждаком, промивка в проточній воді, обробка в 5-7% розчині HCl на протязі 30 с, промивка;

-нанесення фоторезисту поливом на поверхню фольги з центрифугуванням і сушкою. Швидкість центрифуги 80-100 об./хв., температура сушки 35-40°С;

- експонування друкованого рисунку проводиться в копіювальній рамці на протязі 8-10 хвилин;

- проявлення захисного позитивного рисунку друкованої плати здійснюється теплою водою (t=40-50°С) у ванні з ультразвуковим коливанням;

- задублення захисного рисунку проводиться хімічним шляхом у розчині 3% хромового ангідриду; [19]

- травлення (видалення) міді з незахищених ділянок фольги здійснюється у травильному агрегаті КТ-38 на протязі 15-18 хвилин, обробка плати водним розчином $FeCl3$ з наступною промивкою в холодній воді;

- покриття лаком, сушка при температурі 20-30°С на протязі 6 годин;

- свердління отворів;

- зенківка свердлом діаметром 1,25мм;

- активування поверхні розчином хлорного олова;

- хімічне міднення 40% розчином мідного купоросу на протязі 20 хвилин;

- зняття захисного лаку ацетоном;

- сушка;

- покриття сплавом РОЗЕ методом занурення у ванну при температурі t=95°С.

3.9 Вибір варіанту конструкції приладу

В даній конструкторській розробці за обрахунком коефіцієнтів технологічності обрано найкращий із двох варіантів.

Виходячи з того, що на корпусі в нас розміщено дві кнопки керування і в конструкції немає ніяких складних деталей. Розглянемо два варіанти конструкції.

В першому варіанті (рисунок 3.3) плату розміщено у пластмасовому корпусі, в якому передбачено вирізи під кнопки та індикацію. Вони розміщені на корпусі. В такому випадку корпус має прямокутну форму – зручно і ефективно використовується простір і немає зайвих порожнин. [18]

Дана конструкція проста і ремонтопридатна, кришка з корпусом скріплюється за допомогою защіпок. Плата розміщена у горизонтальній

площині, що сприяє хорошому тепловому режиму роботи пристрою. Пластмаса має гарні діелектричні власності, що дуже важливо при роботі. При такому варіанті конструкції значно спрощується розбірність, зменшується маса. До негативних показників можна віднести низьку ударостійкість.

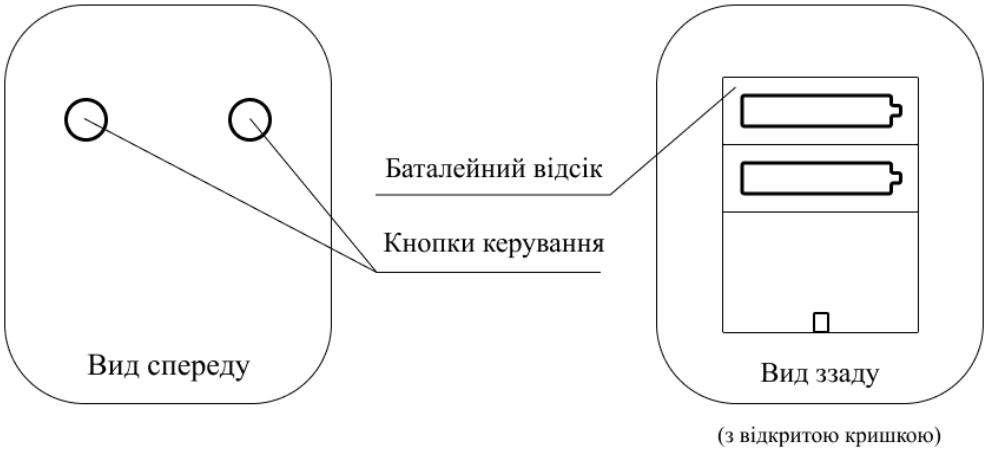


Рисунок 3.3 – Перший варіант компонування конструкції

Другий варіант конструкції передбачає аналогічне оформлення приладу, але корпус робимо металевим – алюмінієвим. Це зробить пристрій стійкішим до ударів, екранує його для запобігання завад, однак істотно зросте маса індикатора.

Щоб визначити оптимальний варіант конструкції проведемо обрахунки мас, об’ємів та надійностей у всіх трьох варіантах, а потім порівняємо їх між собою, враховуючи вагові коефіцієнти. [18]

Визначаємо габаритні розміри плати за формулою:

$$S_{плати} = \sum S_{уст.} \times q \quad (q = 2...4) \qquad (3.9)$$

де $\sum S_{уст.}$ – сума установочних площ усіх радіоелементів, що знаходяться на платі;

q – коефіцієнт запасу.

Знаходимо $\sum S_{уст}$, додавши дані з таблиці 3.1.

$\sum S_{уст}$ = 339,8 (мм^2) ≈ 3,4 (см^2),

маємо орієнтовну площу плати:

$$S_{плати}^{ор} = 339{,}8\times(2...4) = (679{,}6\ldots1359{,}2)\ (мм^2). \qquad (3.10)$$

Реальні розміри плати 90×55 мм, при цьому площа плати:

$$S_{плати} = 4950\ (мм^2) = 49{,}5\ (см^2).$$

Розміри друкованої плати будуть однаковими для всіх варіантів.

Висота корпуса залежить від максимальної висоти радіокомпонентів. В даному випадку у пристрої таким є електролітичний конденсатор:

$h_{плати\ з\ елем.}$ = 14 (мм).

Знаходимо об’єм плати:

$$V_{пл} = S_{плати}\times h = 49{,}5\times0{,}14 = 6{,}93\ (см^3), \qquad (3.11)$$

та масу:

$$m_{пл} = V_{пл}\times\rho_{мат} = 6{,}93\times1{,}4 = 9{,}7\ (г). \qquad (3.12)$$

Масу радіоелементів знайдемо з таблиці 3.1. Маса елементів, що розміщені на платі:

$$m_{ел}^{пл.} = 31{,}55\ (г),$$

маса елементів, що розміщені поза платою:

$$m_{ел}^{кор.} = 2{,}25\ (г),$$

сумарна маса елементів для всіх варіантів:

$$m_{ел\ 1} = m_{ел\ 2} = m_{ел}^{пл.} + m_{ел}^{кор.} = 31{,}55+2{,}25 = 33{,}8\ (г); \qquad (3.13)$$

Габаритні розміри приладу, скомпонованого за варіантом І визначаємо наступним чином.

Внутрішній об’єм залежить від об’єму, який займає плата з радіоелементами (плюс певний запас), а також розміщенням радіаторів для транзисторів.

Для першого варіанту:

внутрішні розміри:

а) висота $h_{вн} = h + h_{зап} = h + 6$ мм $= 14+10 = 24$ (мм);

б) довжина $a_{вн} = a_{пл} + a_{зап} = 90 + 10 = 100$ (мм);

в) ширина $b_{вн} = b_{пл} + b_{зап} = 55 + 7 = 62$ (мм);

зовнішні габарити (з урахуванням товщини корпуса):

а) висота $h_{зовн} = h_{вн} + 2\times t_{стінки} = 24 + 2\times1,5 = 27$ (мм);

б) довжина $a_{зовн} = a_{вн} + 2\times t_{стінки} = 100 + 2\times1,5 = 103$ (мм);

в) ширина $b_{зовн} = b_{вн} + 2\times t_{стінки} = 62 + 2\times1,5 = 65$ (мм).

Об’єм і маса корпуса:

$m_{корп} = (V_{зовн} - V_{вн}) \times \rho_{пл} = (6\times9,5\times7,5 - 5,7\times9,2\times7,2)\times1,35 = 67,4$ (г),

$V_{корп} = V_{зовн} = 6\times9,5\times7,5 = 42,7$ (см^3).

Маса і об’єм пристрою:

$m^I_{прист} = m_{корп} + m_{пл} + m_{елем} = 67,4+2,22+109,55 = 179,17$ (г),

$V^I_{прист} = V_{корп} = 42,7$ (см^3).

Для другого варіанту:

внутрішні розміри:

а) висота $h_{вн} = h + h_{зап} = h + 6$ мм $= 14+10 = 24$ (мм);

б) довжина $a_{вн} = a_{пл} + a_{зап} = 90 + 10 = 100$ (мм);

в) ширина $b_{вн} = b_{пл} + b_{зап} = 55 + 7 = 62$ (мм);

зовнішні габарити (з урахуванням товщини корпуса):

а) висота $h_{зовн} = h_{вн} + 2\times t_{стінки} = 24 + 2\times1,5 = 27$ (мм);

б) довжина $a_{зовн} = a_{вн} + 2\times t_{стінки} = 100 + 2\times1,5 = 103$ (мм);

в) ширина $b_{зовн} = b_{вн} + 2\times t_{стінки} = 62 + 2\times1,5 = 65$ (мм).

Об’єм і маса корпуса:

$m_{корп} = (V_{зовн} – V_{вн}) \times \rho_{пл} = (6\times9,5\times7,5 – 5,7\times9,2\times7,2)\times2,7 = 90,9$ (г),

$V_{корп} = V_{зовн} = 6\times9,5\times7,5 = 42,7$ (см^3).

Маса і об’єм пристрою:

$m^{II}_{прист} = m_{корп} + m_{пл} + m_{елем} = 90,9 + 2,22 + 109,55 = 202,65$ (г),

$V^{II}_{прист} = V_{корп} = 42,7$ (см^3).

Заносимо отримані дані в таблицю 3.6.

Таблиця 3.3 – Отримані дані маси та об’єму для трьох варіантів конструкції

Параметр	I	II
m, г	179,17	202,65
V, см^3	42,7	42,7

Вибір оптимального варіанту конструкції здійснюють шляхом розрахунку показника:

$$K = \frac{m^i}{m^{ТЗ}} K_m + \frac{V^i}{V^{ТЗ}} K_V \qquad (3.14)$$

де $V^{ТЗ}$, $m^{ТЗ}$ – об’єм та маса згідно технічного завдання;

K_m, K_V – вагові коефіцієнти, які визначають в залежності від умов експлуатації. Їх вибираємо наступними:

$$K_m = 0,8, \quad K_V = 0,8.$$

Оптимальним буде той варіант, в якому показник K найменший.

За базовий приймаємо 1-й варіант компонування приладу, 2-й робимо за прикладом першого.

Для I варіанту:

$$К_1= \frac{179,17}{190} \cdot 0,8 + \frac{42,7}{45} \cdot 0,8 = 1,513 \quad (3.15)$$

Для II варіанту :

$$К_2= \frac{202,65}{190} \cdot 0,8 + \frac{42,7}{45} \cdot 0,8 = 1,612 \quad (3.16)$$

Розрахунок показує, що коефіцієнт *К* найменший для першого варіанту компонування конструкції, тому він буде оптимальним.

Таким чином, нам вдалося мінімізувати розміри пристрою і досягти оптимального розміщення елементів у корпусі (додаток Е).

4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

4.1 Опис та призначення системи

Програмні комплекси, які акумулюють досвід експертів у певній предметній області для консультацій та користування користувачів, які мнеш кваліфіковані, називаються експертними системами (ЕС).

Наявність бази знань це головна відмінність експертних систем від інших видів програмного забезпечення. Ці знання зберігаються на певній мові представлення знань (МПЗ), що надає можливіть зручно та легко додавати нову інформацію до бази знань та редагувати її у такому вигляді, що зрозумілий розробникам ЕС. Зазвичай у програмах знання зняходяться у певному алгоритмі і лише людина з деякими навиками програмування може їх розуміти та редагувати (якщо згадає особливості будови та архітектури коду).

Система підтримки прийняття рішень це система, яка через обробку та аналіз великого обсягу данних впливає на систему ухвалення рішень в різних сферах комп'ютеризованої життєдіяльності. [20]

У результаті об'єднання систем керування базами даних та керівничих інформаційних систем виникли сучасні системи підтримки прийняття рішень. Це системи, що під час повсякденної керівницької діяльності максимально пристосовані до розв'язання задач і слугують інструментом, що може допомогти зробити вірний вибір користувачеві. СПР допомагає провести вибір рішень у різних за структурованістю задачах, особливо це зручно тоді, коли задача має досить багато критеріїв.

Нашою предметною областю буде область, де поміж можливих значень данних, емпіричне знання переважатиме, а накопичення данних та значень випереджатиме розвиток теорії в нашому випадку це медицина.

Варто зазначити, що програмою ППР варто користуватися кваліфікованим спеціалістам (лікарям), оскільки тільки лікар опираючись на відповідь системи та користуючись критичним мисленням може поставити вірний діагноз. А звичайному користувачу (пацієнту), буде доречніше просто моніторити стан своєї серцево судинно системи, та за необхідності відправляти дані спеціалісту. Це пояснюється тим, що система не ідеальна і потребує погодження спеціасість, а за необхідності направлення на певну групу необхідних аналізів. Також статистика говорить про часле самолікування хворих, що в кращому випадку може призвести до втрати часу та грошей, а ів гіршому до завдання шкоди власному здоров'ю. [21]

Така система може використовуватись, як у поліклініках загального профілю, так і в спеціалізованих клініках. Очевидно, що рівень доступної інформації про хворого в цих закладах різний. В поліклініці терапевту доступна інформація більш загального характеру: скарги хворого, дані кардіограми, історія хвороби та результати загальних аналізів. Таким чином, на основі інформації загального характеру ЕС повинна звузити коло можливих захворювань і вибрати з них найбільш імовірні. ЕС дає рекомендації відповідно до результатів обробки данних, яке лікування доречніше назничити, або ж до якго спеціаліста звернутися в подальшому.

Основні концепції, з якими працює експерт у даній системі, - це захворювання, їх форми і групи, симптоми, дані кардіограми тощо.

Знання в системі зберігаються у вигляді правил. Ліва частина правил (предикати) записується у формі, близькій до природомовної, наприклад "Якщо характер підвищення артеріального тиску пароксизмальний". Предикати в лівій частині правил можуть з'єднуватися логічними операціями диз'юнкції, кон'юнкції і заперечення. [21]

Для запису правих частин правил використовуються процедури. Так правило з правою частиною типу "..., то у хворого феохромоцита" можна

подати у вигляді процедури "зробити висновок: у хворого феохромоцита", а правило виду "..., то розглядати нефрологічну групу захворювань" у вигляді " активізувати нефрологічну групу".

Функціонування системи має наступний вигляд: робота починається зі збору початкової інформації, до якої належать анкетні дані хворого, його скарги, історія хвороби, симптоми та наша кардіограма. На екрані дисплея, перед яким сидить користувач, з'являються запитання і можливі відповіді на них.

Якщо запитання або відповіді незрозумілі, користувач може отримати додаткову інформацію. Відповіді, які вводить користувач, перевіряються системою і, якщо виявлені суперечності, ЕС сигналізує про це.

На етапі збору початкової інформації система задає користувачу певну кількість запитань. Потім користувачу задаються запитання для аналізу гіпотез. Для пошуку рішень система висуває, підтверджує і заперечує гіпотези. В середньому один діагностичний сеанс триває 5 хвилин. Остаточний висновок, який дає система, є сукупністю елементарних рішень за окремими гіпотезами і формується системою в процесі аналізу дерева рішень. Характерним висновком для можна вважати такий: "У хворого, найімовірніше аритмія. Потрібно провести аналізи на вміст в калію, магнію, натрію, а також на цукор з метою визначення достатнього, зайвого чи замалого вмісню їх в крові. Потрібна консультація кардіолога".[23]

База знань містить систему реляційних баз даних з переліком ознак та переліком форм, інформацію про статистичні зв'язки між ознаками і захворюваннями та рекомендації стосовно лікування.

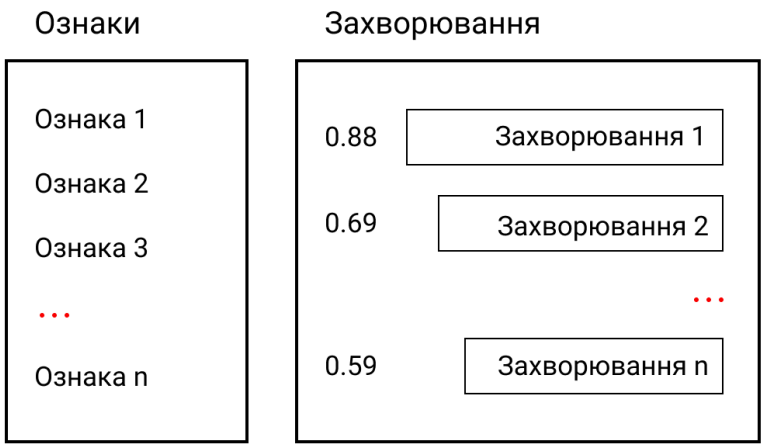


Рисунок 4.1 - Введення діагностичних ознак в ЕС

Механізм логічного виведення базується на частковому використанні Байєсівської стратегії: в процесі загальної або диференціальної діагностики за заданими значеннями діагностичних ознак, автоматично обчислює і подає у вербально-графічній формі (схема організації інформації на екрані комп'ютера в режимі введення значень діагностичних ознак наведена на рис. 4.1) значення оцінки апостеріорного розподілу ймовірностей P(Yj/Xi).

4.2 Клієнт-серверна база для експертних систем

Одним із традиційних застосувань інформаційних технологій в медицині є експертні системи (ЕС).

Як було сказано, експертні системи можна поділити на одиничні, групові та групові та корпоративні.

Використання мережевої клієнт-серверної технології (групові та корпоративні системи) дає певні переваги при побудові як ЕС в цілому, так і медичних ЕС зокрема [25]:

архітектура клієнт-сервер призначена для вирішення проблем файл-серверних застосувань шляхом розділення компонентів і розміщення їх там, де вони функціонуватимуть ефективніше;

можлива інтеграція ЕС з іншими.системами, потрібними користувачу;

залучення більшої кількості користувачів для використання централізованої бази знань і підсистеми логічного виведення забезпечує досить високу адекватність ЕС;

можливість приватного зберігання алгоритмів логічного виведення та баз знань;

збільшення доступності систем;

якщо база знань зберігається на сервері, то за необхідності її модифікації проводиться її одноразове оновлення, а клієнтська частина залишається незмінною, що істотно спрощує процес модифікації бази знань, у порівнянні з локальною технологією ЕС, де потрібно було б відновити копію ЕС кожному користувачу

подібність завдань і методів рішення в медичних експертних системах надає можливість виділити в них універсальні елементи, інтегрувавши їх уфункції сервера, що дозволяє спростити процес побудови ЕС.Застосування клієнт-серверних експертних систем для мережInternet/Intranet забезпечує такі переваги [25]:

інтенсивний розвиток і висока ефективність медичних ЕС зокрема;

можливість застосування автоматизації процесу лікарського контролю;

надання лікарської допомоги та контроль за умови територіальної віддаленості пацієнта

Для комунікації між серверною і клієнтською частинами системи використовується протокол на основі платформо-незалежного стандарту XML.

Протокол взаємодії серверної та клієнтської частин ЕС забезпечує статичний і діалоговий (інтерактивний) режими взаємодії з користувачем

Статичний режим зручний у випадку одноразового передавання всіх даних, достатніх для прийняття рішення за умови, що вони вже знаходяться в базі даних клієнтської частини і не вимагають додаткового введення з боку користувача. Коли їх недостатньо, клієнт і сервер вступають у діалоговий режим взаємодії.

XML стандарт передавання даних має також ряд переваг і в порівнянні з HTML стандартом, який широко використовується для реалізації WWW-продуктів. [23]

4.3 Використання експертних систем для аналізу ЕКГ

На сьогодні для розпізнавання образів використовується велика кількість методів, детальний розгляд яких виходить за межі цієї роботи. Тут тільки стисло розглянемо особливості задачі розпізнавання образів у медицині, зокрема розпізнавання біомедичних сигналів.

У медицині задача розпізнавання образів близька до задачі діагностики. Наприклад, форма електрокардіограми (ЕКГ) є характеристикою того, нормально функціонує серце чи ні, і задача діагностики зводиться до розпізнавання ЕКГ здорових і хворих пацієнтів. Для того, щоб виконати розпізнавання, необхідно спочатку створити опис об'єкта, тобто виміряти деякі його характеристики. Найпростіший метод полягає у дискретизації ЕКГ, тобто у виборі значень x(t1),...,x(tn) ординат кривої ЕКГ, виміряних у рівновіддалені моменти часу t1,..,tn (рис.4.2). Крок дискретизації $\Delta t=t_i-t_{i-1}$ вибирається згідно з теоремою Котельникова.

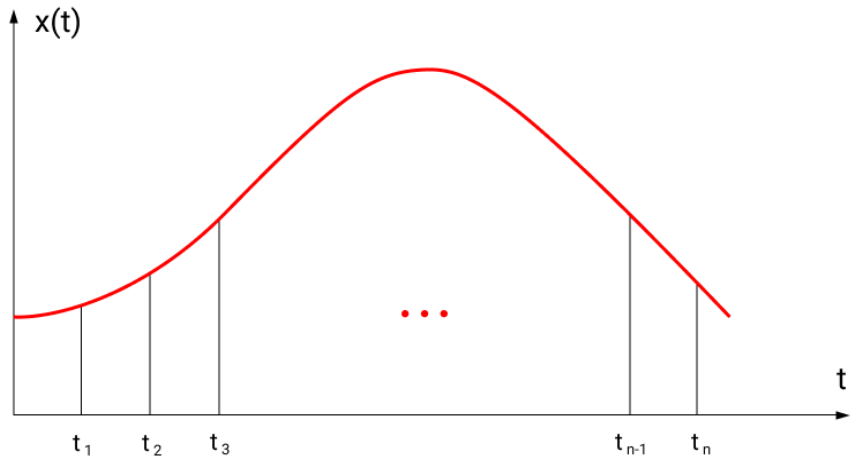


Рисунок 4.2 - Дискретизація кривої

Таким чином кожна крива ЕКГ виражається вектором в n-мірному просторі, а множина кривих утворює розподіл вектора X в n-мірному просторі (криві ЕКГ завжди відрізняються одна від одної, тому вектор X є випадковим). Наводиться простий двовимірний приклад двох розподілів, що відповідають нормальному і патологічному станам серця (рис. 4.3). Якщо ці два розподіли вектора X відомі з минулого досвіду, то можна встановити між ними межу g(x1,x2), яка ділить двовимірний простір на дві області. Під час розпізнавання нової кривої ЕКГ залежно від знаку функції можна прийняти рішення стосовно відповідності цієї кривої нормі або патології. [24]

Функцію g(x1,x2) називають дискримінантною (розв'язувальною) функцією, а технічний пристрій, що визначає знак g(x1,x2), - блоком прийняття рішень. На рис. 4.4 показана структурна схема системи розпізнавання в n- мірному просторі. Потрібно відзначити, що в цьому випадку розглядається тільки розпізнавання образів у двох класах (нормальний стан та патологія), що суттєво спрощує задачу розпізнавання.

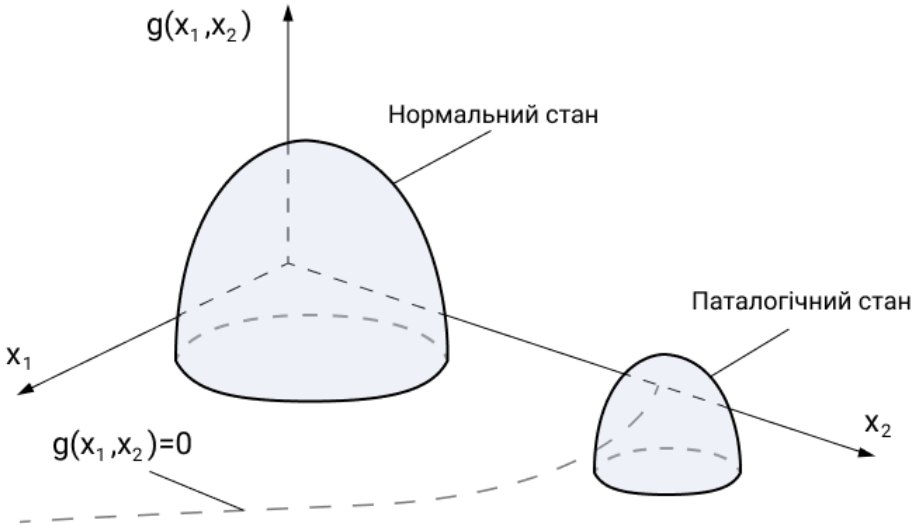


Рисунок 4.3 - Приклад розпізнавання нормального та патологічного станів

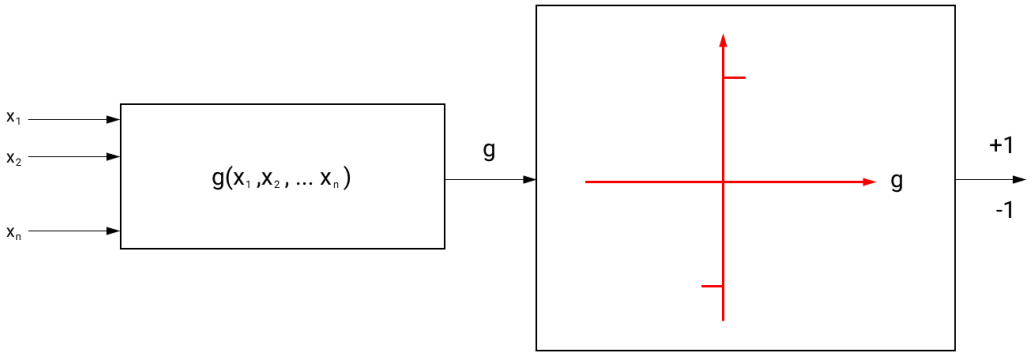


Рисунок 4.4 - Структурна схема системи розпізнавання образів

Щоб спроектувати систему розпізнавання, потрібно вивчити характеристики розподілу вектора ЛГ для кожного класу і визначити відповідну дискримінантну функцію. Складність такого підходу полягає у великій розмірності івектора ознак розмірність^ що може досягати декількох тисяч. Водночас' відомо, що людина -для розпізнавання використовує невелику кількість Ознак, кожна з яких несе значну інформацію і вибирається відповідно до фізичного значення задачі.

Щоб спростити рішення розглянутої задачі потрібно вибрати найбільш інформативні ознаки.

Вибір найбільш інформативних ознак можна розглядати як відображення и.-мірного простору в простір меншої розмірності А", в процесі якого необхідно зберегти властивість роздільності розподілів, що відповідають різним класам.

У результаті отримують новий вектор ознак Y={y1,...,yk}, який є системою похідних ознак, по відношенню до вектора X={x1,...,xп} первинних ознак. Наприклад, у простому випадку практичного аналізу ЕКГ на одному періоді ЕКГ встановлюють певну кількість характеристичних точок (на рис. 4.5 наведені 24 характеристичні точки), що визначають моменти часу t1,...,tm і відповідні їм ординати ζ(t1),..., ζ(tm) кривої ЕКГ, за якими можна обчислити к значень так званих графоелементів (інтервали хвиль і комплексів, амплітуди, кривизну ліній тощо), які утворюють вектор Y={y1,...,yk}. Встановлення характеристичних точок при цьому можна розглядати як своєрідне «проріджування» масиву X={x1,...,xп},в результаті якого вектор X трансформується у вектор Ξ={t1 ζ(t1);...;tm ζ(tm)}- і лише потім вектор Ξ перетворюють у вектор Y. [26]

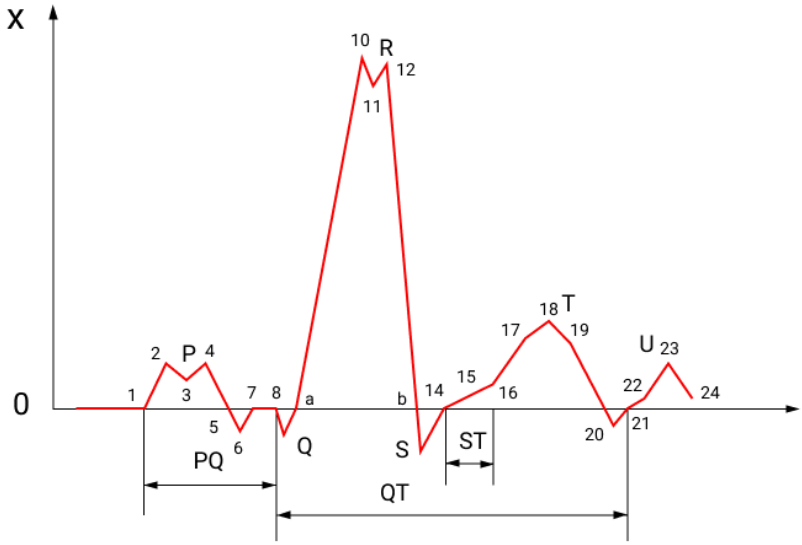


Рисунок 4.5 - Приклад характеристичних точок ЕКГ

Отже, задача розпізнавання образів складається з двох частин: вибір інформативних ознак та формування розв'язувального правила.

Класифікація та особливості систем розпізнавання

Відомо багато підходів до класифікації систем розпізнавання образів. Використаємо класифікацію, наведену в, згідно з якою системи розпізнавання поділяються на:

прості та складні системи;

однорівневі та багаторівневі системи;

системи без навчання, системи, що навчаються і системи з самонавчанням;

детерміновані, імовірнісні, логічні та структурні (лінгвістичні) системи;

традиційні та перспективні (експертні) системи.

4.4 Практична частина

Розробка експертної системи діагностики хвороб за графіком ЕКГ з урахувннях симптомів та скарг пацієнта. Метою даної програми є робота системи яка б діагностувала хворобу за списком визничених характеристик та симптомів.

4.4.1 Принцип роботи

Для створення експертної системи ми використали оболонку ESWIN2, з якою дуже легко працювати. Як видно на схемі вона працює на співставленні варіантів хворого і правила з ідентичними відповідями і результатом про хворобу.

Рисунок 4.6 - Схема роботи експертної системи

Для того щоб користуватися програмою необхідно:

Запустити програмну оболонку-інтерпретатор ESWin2. В головному меню вибрати Файл/Открыть базу знань..., або натиснути кнопку Открыть БЗ на панелі інструментів. У вікні Открытие файла вибрати файл ES.klb. В головному меню вибрати Решение/Поиск рішення, або на панелі інструментів натиснути Решение. З’явиться вікно з першим запитанням. Відповідати на питання треба так: виділити правильну відповідь і натиснути кнопку ОК, або двічі клацнути мишею на обраному варіанті відповіді. Після того, як будуть дані всі відповіді, у нижній частині екрану з’явиться висновок-повідомлення про результат тестування, а також номер правила, за яким цей висновок було отримано. [27]

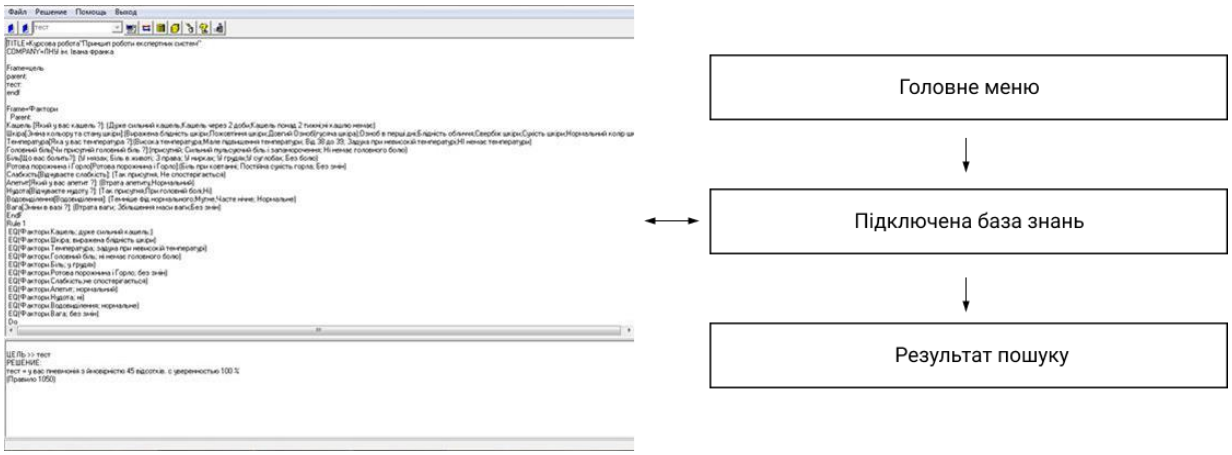


Рисунок 4.7 - Вигляд оболонки ESWIN2.

4.4.2 Складання бази данних

Наша експертна система складається з 2 фреймів. Фрейм - це структура , що описує стереотипної ситуації (події, об’єкту, поняття) і містить характеристики даної ситуації (події, об’єкту, поняття) та їх значення.

Frame = ціль

parent:

тест:

EndF

Frame = Фактори

Parent:

Втома [Пацієнт швидко втомлюється ?]: (Так; Ні; Це відбувається періодично)

Задишка [Наявна нестача повітря?]: (Так; Ні; Це відбувається періодично)

Серцебиття [Наявність паталогічного серцебиття]: (Не наявне; Яскраво виражене, постійне; Це відбувається періодично)

Фібриляція [Фібриляція передсердь почащена?]: (Так; Ні)

Нудота [Чи наявна нудота?]: (Так; Ні)

Біль [Біль в грудній клітці]:(Періодичний слабкий; Періодичний сильний; Не наявний; Колючий; Постійний)

Зубць P [Зубць P]: (Негативний; Позитивний; Відсутній)

Зубць Q [Зубць Q]: (Негативний; Позитивний; Відсутній)

Зубць T [Зубць T]: (В нормі; Пікоподібний, Занижений; Негативний)

Зубць R [Зубць R]: (Різної висоти; В нормі; Зниження амплітуди; Наростання амплітуди)

Комплекс QRS [Комплекс QRS]: (В нормі; Розщирений)

Інтервал QT [Інтервал QT]: (В нормі; Менше 390 мс.; Більше 450 мс.)

Інтервал ST [Інтервал ST]: (В нормі; Змінений)

Інтервал PR [Інтервал PR]: (В нормі; Укорочений)

СА-вузол [СА-вузол]: (В нормі 50-100 уд/хв; Менше 50 уд/хв; Більше 100 уд/хв)

Передсердя [Передсердя]: (В нормі 60-100 уд/хв; Менше 60 уд/хв; Більше 100 уд/хв)

Шлуночки [Шлуночки]: (В нормі 60-120 уд/хв; Менше 50 уд/хв; Більше 120уд/хв)

Хвиля f коливання [Хвиля f коливання]: (В нормі від 220 до 350; Більше 350 за хвилину)

Частота СС [Частота СС]: (В нормі 60-90 в хв.; Менше 60 в хв.; Більше 120 в хв.)

Синусовий ритм [Синусовий ритм]: (Основний; Неосновний)

Внутрішньошлуночкові блокади [Внутрішньошлуночкові блокади]: (Не наявні; Однопучкові; Двопучкові ; Трипучкові)

EndF

Правила-продукції дозволяють подати знання у вигляді: ЯКЩО (умова) ТО (висновок), де умова — це зразок, за яким здійснюється пошук у базі знань, а висновок — дії або процедури, що виконуються при успішному завершенні пошуку (можуть бути проміжними, тобто такими, що виступають далі як умови, або цільовими, тобто такими, що завершують роботу системи та є результатом розв'язання задачі). [27, 28]

У ESWin правило виглядає як:

RULE Номер_правила

Умова 1

.....

Умова n

DO

Висновок 1

.....

Висновок m

ENDR

Для розрахунку всіх можливих комбінацій використовувалась мова C++, за допомогою якої розраховувалвся набір можливих правил.

Список хвороб які може діанозтувати ЕС:

Фібриляція передсердь (миготлива аритмія);

пошкодження серцевого м'яза;

гіпотонію ;

гіпертонію;

кардіоміопатію;

міокардит;

серцевий напад (як поточний, так і той, що був у минулому);

погане кровопостачання серцевої артерії;

серцеву недостатність;

тахікардію;

синдром слабкості синусового вузла.

Приклад тексту розрахунку варіантів комбінацій відповідей можна ознийомитись на прикладі хвороби - миготлива аритмія:

Фібриляція передсердь (миготлива аритмія)

Rule 1

EQ(Фактори. Пацієнт швидко втомлюється; ТАК)

EQ(Фактори. Наявна нестача повітря; ТАК)

EQ(Фактори. Наявність паталогічного серцебиття; ТАК)

EQ(Фактори. Фібриляція передсердь почащена; ТАК)

EQ(Фактори. Нудота; Ні)

EQ(Фактори. Біль в грудній клітці; періодичний слабкий)

EQ(Фактори. Зубць P; відсутній)

EQ(Фактори. Зубць Q; негативний)

EQ(Фактори. Зубць T; норма)

EQ(Фактори. Зубець R; різної висоти).

EQ(Фактори. Комплекс QRS ; норма)

EQ(Фактори. Інтервал QT; в нормі)

EQ(Фактори. Інтервал ST; в нормі)

EQ(Фактори. Інтервал PR; в нормі)

EQ(Фактори. СА-вузол; в нормі 50-100 уд/хв)

EQ(Фактори. Передсердя; в нормі 60-100 уд/хв)

EQ(Фактори. AV-вузол; в нормі 60-100 уд/хв)

EQ(Фактори. Шлуночки; в нормі 60-120 уд/хв)

EQ(Фактори. Хвиля f коливання; більше 350 за хвилину)

EQ(Фактори. Частота СС; більше 120 в хв.)

EQ(Фактори. Синусовий ритм; основний)

EQ(Фактори. Електрична ось серця; в нормі у I і III додатні) (відхилення осі серця вправо, відхилення осі серця вліво)

EQ(Фактори. Внутрішньошлуночкові блокади; не наявні)**.**

Do

EQ(Тест; У вас Фібриляція передсердь (миготлива аритмія). Ліки: бета-блокатори або антиаритмічними препарати.)

EndR

Ознайомитись з кодом програми можна в додатку Ж.

5. ОХОРОНА ПРАЦІ

5.1 Завдання до розділу

Фактори виробничого серидовища/ Варіант	Норматив	Козеренко М.П.
Призначення приміщення		розробка
Склад повітря робочої зони		
Шкідлива речовина	ПДК 4617-88	озон
Концентрація шкідливої речовини в повітрі робочої зони, мг/м3		0,18
Віброакустичні коливання		
Вид вібрації	ДСН 3.3.6.039 99	локальна
Еквівалентний рівень віброприскорення, дБ		40
Вид шуму	ДСН 3.3.6-037-99	непостійний
Еквівалентний рівень шуму, дБА		47
Рівень інфразвуку, дБ		52
Рівень ультразвуку, дБ		69
Неіонізуючі випромінювання		
Частота електричного поля радіочастотного діапазону, МГц	ДСанПін 3.3.6-096-2002	25,391
Напруженість електричного поля радіочастотного діапазону, В/м		56
Напруженість електричного поля промислової частоти, кВ/м		4,27
Довжина хвилі випромінювання оптичного діапазону, нм	ДСанПін 5804-91	1010
Тривалість впливу випромінювання оптичного діапазону, с		0,630
Доза опромінення оптичного діапазону, Дж		32
Мікроклімат		
Енерговитрати, Вт	ДСН 3.3.6.042-99	276
Період року		холодний
Температура повітря для постійних робочих місць, °С		29
Відносна вологість повітря, %		40
Швидкість руху повітря, м/с		1,2
Інтенсивність теплового випромінювання, Вт/м²		262
Виробниче освітлення	ДБН В.2.5-28-2006	
Найменший розмір об’єкта розрізнення, мм		0,48
Контраст об’єкта розрізнення з фоном		середній
Характеристика фону		середній
Азимут розташування вікон,°		313
КПО для бокового, природного освітлення, %		0,9
Освітленість для загального штучного освітлення, лк		206
Варіант розрахункового завдання		60
Ступінь вогнестійкості будівлі		2
Категоріія приміщення пожежної безпеки		А

Рисунок 5.1 – Індивідуальне завдання до розілу «Охорона праці»

В даному розділі «Основ охорони праці» при використанні нормативної літератури проводиться аналіз небезпечних та шкідливих виробничих факторів у виробничому приміщенні (описання і класифікація потенційно шкідливих та небезпечних чинників, визначення можливих причини виникнення цих факторів і короткий опис їхньої дії на організм людини); здійснюється заповнення карти умов праці (оцінка чинників виробничого і трудового процесів, гігієнічна оцінка умов праці, оцінка технічного і організаційного рівня, атестація робочого місця); вказуються заходи щодо покращення умов праці, а також виконується розрахунок та вибір методів захисту від домінуючого шкідливого або небезпечного фактору виробничого середовища. Основні завдання до розділу [29]:

1. Аналіз небезпечних та ШВФ у виробничому приміщенні;
2. Карта умов праці;
3. Розрахунок параметрів захисту від домінуючого ШНВФ.;
4. Варіант 60. Виконати розрахунок кроку сітки сітчастого екрану, якщо послаблення електромагнітного випромінювання L=26 дб, довжина хвилі λ=44 мм, радіус дроту $r_0 = 0{,}32$ мм.;
5. Пожежна небезпека.

5.2 Причини виникнення, дія на організм людини та нормування шкідливих та небезпечних чинників факторів у приміщенні

5.2.1 Опис та класифікація потенційно небезпечних та шкідливих факторів

Небезпечний виробничий фактор (НВФ) – виробничий фактор, дія якого за певних умов може призвести до травм або іншого раптового погіршення здоров'я працівника.

Відповідно до ГОСТ 12.0.003-74 небезпечні та шкідливі фактори за природою дії поділяються на такі групи: фізичні, хімічні, біологічні та психофізіологічні [31].

До фізичних небезпечних та шкідливих виробничих факторів належать [30]:

• рухомі машини та механізми;

• пересувні частини виробничого устаткування;

• підвищена запиленість та загазованість повітря робочої зони;

• підвищена чи знижена температура поверхонь устаткування, матеріалів чи повітря робочої зони;

• підвищений рівень шуму, вібрацій, інфразвукових коливань, ультразвуку, іонізуючих випромінювань, статичної електрики, електромагнітних випромінювань, ультрафіолетової чи інфрачервоної радіації;

• підвищені чи знижені барометричний тиск, вологість, іонізація та рухомість повітря;

• небезпечне значення напруги в електричному колі; підвищена напруженість електричного чи магнітного полів;

• відсутність чи нестача природного світла;

• недостатня освітленість робочої зони; підвищена яскравість світла; пряме та відбите випромінювання, що створює засліплюючу дію.

До хімічних небезпечних та шкідливих виробничих факторів належать хімічні речовини, які за характером дії на організм людини поділяються на [30]:

• загальнотоксичні,

• подразнюючі;

• сенсибілізуючі,

• канцерогенні, • мутагенні,

• такі, що впливають на репродуктивну функцію.

До біологічних небезпечних та шкідливих виробничих факторів належать патогенні мікроорганізми (бактерії, віруси, мікроскопічні гриби та ін.) та продукти їх життєдіяльності, а також макроорганізми (рослини та тварини). [31]

До психофізіологічних небезпечних та шкідливих виробничих факторів належать фізичні (статичні та динамічні) і нервово-психічні перевантаження (розумове перенапруження, перенапруження органів чуття, монотонність праці, емоційні перевантаження).

5.2.2 Можливі причини виникнення та дія на організм людини

Високий рівень шуму і вібрації робочої зони може бути спричинений роботою таких елементів комп'ютерів, як жорсткий диск, вентилятори блоку живлення, охолодження мікропроцесора, швидкісні CD-ROM (DVD-ROM), механічні сканери, пересувні механічні частини принтера, що може спровокувати психічні та фізіологічні порушення, що знижують працездатність і створюють передумови для загальних та професійних захворювань і виробничого травматизму. [32]

Високий рівень інфразвуку може бути спричинений вентиляторами та іншими рухомими елементами обладнання з частотою рухів менше 20 Гц або 1200 об/хв, що може викликати нездужання типу морської хвороби, нервову втому.

Високий рівень ультразвуку може бути спричинений як супутній фактор при експлуатації технологічного і вентиляційного устаткування, що може спровокувати зсуви у стані нервової, серцево-судинної, дихальної, ендокринної системах організму, у обміні речовин та терморегуляції працівника.

Високий рівень електромагнітних випромінювань радіочастотного діапазону може бути спричинений лабораторними та вимірювальними приладами різного призначення, персональними комп'ютерами тощо, що може спровокувати при постійному впливові стійкі функціональні зміни у центральній нервовій та серцево-судинній системах, а при тривалому впливі – підвищену стомлюваність, дратівливість, головний біль тощо.

Високий рівень електромагнітних випромінювань промислової частоти може бути спричинений будь-якими електроустановками та струмоведучими частинами промислової частоти, що може спровокувати злоякісні пухлини. Найбільш сильна дія цих полів виявляється на відстані до 30 см від екрана. Не меншої інтенсивності досягають ці поля із задньої сторони дисплея (джерело рядковий трансформатор) – їхній шкідливий вплив поширюється на відстань до 0,7-1 м. [34]

Підвищене значення напруги в електричній мережі може бути спричинене використанням електрообладнання, що може спровокувати ураження електричним струмом працівника.

Понижена або підвищена температура повітря робочої зони може бути спричинена тим, що робота ПК приводить до підвищення температури в приміщенні, тому що високопродуктивна техніка працює на надвисоких частотах, що викликає сильне нагрівання елементів. Це може спровокувати перегрів або переохолодження організму працівника.

Понижена або підвищена відносна вологість повітря робочої зони може бути спричинена різною кількістю води, що випаровується у приміщенні, метрологічними умовами поза приміщенням, що може спровокувати зменшення або збільшення тепловіддачі організмом людини, що сприяє його перегріванню або переохолодженню.

Понижена або підвищена рухливість повітря робочої зони може бути спричинена нераціональними параметрами системи вентиляції або її

відсутністю, що може спровокувати порушення реакції терморегуляції організму працівника.

Підвищена інтенсивність теплового випромінювання може бути спричинена теплом, яке надходить до приміщення від системи опалювання, в результаті сонячної радіації та від інших джерел, що може спровокувати перегрівання організму людини.

Недостатність або відсутність природного освітлення може бути спричинена відсутністю або недостатніми розмірами віконних пройм, а також наявністю конфронтуючих будинків та споруд. Відсутність або недостатність природного освітлення ускладнює виконання роботи, може призвести до нещасного випадку і захворюванню органів зору працюючого.

Недостатня освітленість робочої зони може бути спричинена відсутністю або недостатністю природного освітлення, нераціональним розташуванням світильників та ламп штучного освітлення та ін. Недостатня освітленість може стати причиною багатьох важких травм і смертельних випадків на виробництві.

Пряма або відбита блискучість може бути спричинена наявністю в приміщенні блискучих поверхонь, які здатні відбивати промені світла, що може призвести до швидкої втоми органів зору працюючого.

Шкідливі хімічні речовини в повітрі робочої зони можуть бути спричинені утворенням такої речовини, як пил зерновий і аероіонізацією в процесі роботи за комп'ютером. В приміщеннях із ПК оператори підпадають впливу пилу, що притягається до працівника і дуже наелектризованого обладнання. При роботі комп'ютера виникає іонізація середовища, яка спричиняє фізико-хімічні зміни у структурі речовин. Пил може бути вибухонебезпечним. Нижній поріг вибухонебезпечної концентрації зернового пилу в повітрі складає 40 г/м^3. При тривалій роботі в високоіонізованому

повітряному середовищі може виникнути сильна перевтома, що може послабити захисні властивості організму та імунітет до інших захворювань.

Перенапруження аналізаторів може бути спричинене постійною переадаптацією ока в умовах наявності в полі зору об'єкта і фону різної яскравості, недостатньою чіткість і контрастність зображення на екрані, рядковою структурою зображення, мерехтінням, що призводить до швидкої втоми очей працюючого і навіть до погіршення зору.

Монотонність праці може бути спричинена одноманітністю роботи працюючого і призводить до швидкого розвитку втоми в зв’язку з локалізацією м’язових і нервових навантажень, незадоволення роботою і зниження творчої активності працівника. Монотонність викликає також у працівника переоцінку тривалості робочого часу (зміна здається значно довшою), а також підвищує аварійність і травматизм, призводить до текучості кадрів.

5.2.3 Обгрунтування вибору нормованих задач НШВФ

Аналіз і оцінка умов праці виконуються при порівнянні нормативних з фа-ктичними значеннями факторів виробничого середовища. При виконанні порівняння наводяться нормовані значення параметрів виробничого середовища і фактичні значення, які беруть з атестаційних карт на робочі місця або виявляють методом анкетування і натурних досліджень [29].

Відповідно до [30] для такої шкідливої речовини, як озон, встановлюємо, що вона відноситься до 1-го класу небезпеки, а її ГДК = 0,1 мг/м^3.

Враховуючи вид вібрації – локальна, встановлюємо нормований еквівалентний рівень віброприскорення 76 дБ [31].

Враховуючи призначення приміщення – розробка і вид шуму – непостійний, вибираємо нормований еквівалентний рівень шуму 60 дБА [32].

Відповідно до рекомендацій [35] нормований загальний рівень інфразвуку 110 дБ, нормований рівень ультразвуку 110 дБ.

Для частоти електричного поля радіочастотного діапазону 25,391 МГц нормована напруженість електричного поля восьмигодинного робочого дня становить 30 В/м відповідно до [34].

Нормована напруженість електричного поля промислової частоти для восьмигодинного робочого дня становить 5 кВ/м [35].

За показником енерговитрат 276 Вт відповідно до [6] встановлюємо категорію важкості робіт за фізичним навантаженням – IIа, для якої в холодний період року для постійних робочих місць допустима температура повітря складає 15…21 □С, допустима швидкість руху повітря 0,2…0,4 м/с, а допустима відносна вологість повітря не повинна перевищувати 75 %. Інтенсивність теплового випромінювання допускається не більше ніж 140 Вт/м².

Враховуючи найменший розмір об’єкта розрізнення 0,48 мм, встановлюємо розряд зорових робіт – 3, для якого нормоване КПО для бокового освітлення складає 2 % [36].

Так як приміщення знаходиться у м. Вінниця (2-га група забезпеченості природним світлом), а вікна орієнтовані за азимутом 313°, то для таких умов нормоване КПО перераховуватиметься за формулою:

$$\mathrm{e}_N = \mathrm{e}_n \cdot m \cdot N \ (\%), \tag{5.1}$$

де $e_н$ – табличне значення КПО для бокового освітлення,

%; m_N – коефіцієнт світлового клімату;

N – коефіцієнт сонячності клімату.

За відомими значеннями одержимо:

$$\mathrm{e}_N = 2 \cdot 0{,}9 \cdot 0{,}75 = 1{,}35 \ (\%)$$

За співвідношенням контрасту (середній) та фону (середній), вибираємо підрозряд зорових робіт - б, в межах якого встановлюємо нормовану освітленість для загального штучного освітлення – 300 лк.

5.3 Карта умов праці

5.3.1 Оцінка факторів виробничого і трудового процесів

№	Фактори виробничого середовища і трудового процесу	Нормативне значення (ГДР, ГДК)		Фактичне значення	3-й клас: шкідливі умови і характер праці		
		ни-жнє	вер-хнє		I ступінь	II ступінь	III ступінь
1	Шкідливі хімічні речовини:						
	• 1-й клас небезпеки		0,1	0,18	+		
	• 2-й клас небезпеки						
	• 3-й, 4-й класи небезпеки						
2	Вібрація		76	40			
3	Шум		60	47			
4	Інфразвук		110	52			
5	Ультразвук		110	69			
6	Неіонізуючі випромінювання:						
	• радіочастотний діапазон		30	56	+		
	• діапазон промислової частоти		5	4,27			
	• оптичний діапазон		0,0	32	+		
7	Мікроклімат у приміщенні:						
	• температура повітря, °С	15	21	29		+	
	• швидкість руху повітря, м/с		0,4	1,4	+		
	• відносна вологість повітря, %		75	40			
	• інтенсивність теплового вип-ня, Вт/м²		140	262	+		
8	Виробниче освітлення:						
	• розряд зорових робіт	4		3	+		
	• КПО для природного освітлення, %	1,35		0,9	+		
	• освітленість для штучного освітлення, лк	300		206	+		
	Кількість факторів	—	—	—	8	1	0

Рисунок 5.2 - Факторів виробничого і трудового процесів відносно заданого варіанту

Гігієнічна робота умов праці

1. Підвищена концентрація шкідливої хімічної речовини 1-го класу небезпеки – 1 ст.
2. Підвищений рівень неіонізуючих випромінювань радіочастотного діапазону – 1 ст.
3. Підвищений рівень неіонізуючих випромінювань оптичного діапазону – 1 ст.
4. Підвищена температура повітря в холодний період року – 2ст.
5. Підвищена швидкість руху повітря в холодний період року – 1 ст.
6. Підвищена інтенсивність теплового випромінювання – 1 ст.
7. Підвищена напруженість зору – 1 ст.
8. Підвищений КПО для природнього освітлення – 1ст.
9. Підвищений рівень освітленості для штучного освітлення – 1 ст.

Оцінка технічного та організаційного рівня

Технічний рівень робочого місця не відповідає нормативним вимогам.

Атестація робочого місця

Робоче місце атестовано за першим ступенем шкідливості.

5.3.2 Рекомендації що до поширення умов праці

Для забезпечення чистоти повітря робочої зони потрібно використовувати систему витяжної вентиляції.

Для забезпечення допустимих параметрів неіонізуючих випромінювань радіочастотного діапазону в приміщенні потрібно екранувати джерела випромінювання.

Для забезпечення допустимих параметрів неіонізуючих випромінювань оптичного діапазону необхідно застосувати захист відстанню або часом.

Для забезпечення нормованих параметрів швидкості руху повітря в приміщенні потрібно зменшити число обертів вентилятора.

Для забезпечення нормованих параметрів інтенсивності теплового випромінювання в приміщенні потрібно використати кондиціювання повітря.

У випадку підвищеної напруженості зору потрібно застосувати систему суміщеного освітлення.

Для забезпечення нормованих параметрів КПО для природнього освітлення необхідно забезпечити відповідну орієнтацію світлових отворів; ступінь чистоти скла в світлових отворах; пофарбування стін та стелі приміщення тощо.

Для забезпечення нормованих параметрів рівню освітленості для штучного освітлення необхідно забезпечити відповідне загальне та комбіноване освітлення відповідно до ДБН В.2.5-28-2006.

60. Виконати розрахунок кроку сітки алюмінієвого сітчастого екрану, якщо послаблення електромагнітного випромінювання L=26 дб, довжина хвилі λ=44 мм, радіус дроту $r_0 = 0{,}32$ мм.

Крок сітки алюмінієвого сітчастого екрану можна визначити з формули

$$L = 10\ lg \cdot \frac{4\cdot(\frac{d}{\lambda}\cdot ln\frac{d}{2\pi r_0})^2}{1+4\cdot(\frac{d}{\lambda}\cdot ln\frac{d}{2\pi r_0})^2} \quad [\text{Дб}], \tag{5.2}$$

звідки після значних математичних перетворень отримаємо таку ітераційну формулу

$$d = \frac{2\pi r_0 \lambda}{e^{d\sqrt{1-10^{L/10}}}} \quad (\text{мм}), \tag{5.3}$$

де L – послаблення магнітного випромінювання, дБ;

λ – довжина хвилі, мм;

r_0 – радіус дроту сітчастого екрану, мм.

Приймемо початкове значення d_0 = 2 мм.

Підставляючи відомі значення у формулу (5.3), отримаємо в першому наближенні:

$$d = \frac{2 \cdot 3{,}14 \cdot 0{,}32 \cdot 44}{e^{2\sqrt{1-10^{26/10}}}} \approx 0{,}941 \ \ (\text{мм})$$

другому наближенні:

$$d = \frac{2 \cdot 3{,}14 \cdot 0{,}32 \cdot 44}{e^{0{,}941\sqrt{1-10^{26/10}}}} \approx 0{,}844 \ \ (\text{мм})$$

третьому наближенні:

$$d = \frac{2 \cdot 3{,}14 \cdot 0{,}32 \cdot 44}{e^{0{,}844\sqrt{1-10^{26/10}}}} \approx 0{,}835 \ \ (\text{мм})$$

четвертому наближенні:

$$d = \frac{2 \cdot 3{,}14 \cdot 0{,}32 \cdot 44}{e^{0{,}835\sqrt{1-10^{26/10}}}} \approx 0{,}833 \ \ (\text{мм})$$

Оскільки d_3 d_4 майже однакові,то остаточно приймаємо крок сітки сітчастого екрану $d = d_4 = 0{,}833$ мм [8].

5.4 Пожежна безпека

Мінімальні межі вогнестійкості будівельних конструкцій приміщення, що розглядається наведені на рисунку 5.3. [37]

Ступінь вогнестійкості що заданий варіантом – II.

I, II ступені це будинки з несучими та огороджувальними конструкціями з природних або штучних кам’яних матеріалів, бетону, залізобетону із застосуванням листових і плитних негорючих матеріалів.

Ступінь вогнестійкості будівлі	Стіни				Колони	Східчаасті майданчики	Плити та ін. несучі конструкції	Елементи покриття	
	Несучі та східчасті клітки	Самонесучі	Зовнішні несучі	Перегородки				Плити, прогони	Балки, ферми
2	REI 120 МО	REI 60 МО	E 15 МО	EI 15 МО	R 120 МО	R 60 МО	REI 45 МО	RE 15 МО	R 30 МО

Рисунок 5.3 - Значення мінімальних меж II ступеню вогнестійкості приміщення

Примітка. R – втрати несучої здатності; E – втрати цілісності; I – втрати теплоізолювальної спроможності; M – показник здатності будівельної конструкції поширювати вогонь (межа поширення вогню); M0 – межа поширення вогню дорівнює 0 см; M1 – M ≤ 25 см – для горизонтальних конструкцій; M ≤ 40 см – для вертикальних і похилих конструкцій; M2 – M > 25 см – для горизонтальних конструкцій; M > 40 см – для вертикальних і похилих конструкцій, нн – не нормується.

На рисунку 5.4 приведено протипожежні норми проектування будівель і споруд выдповыдно до нашого варіанту.

Категорія А – вибухопожеженебезпечна. Горючі гази, легкозаймисті рідини (ЛЗР) з температурою спалаху не більше 28°С в такій кількості, що можуть утворюватися вибухонебезпечні парогазоповітряні суміші, при спалахуванні яких розвивається розрахунковий надлишковий тиск вибуху P >5 кПа. Речовини та матеріали, здатні вибухати та горіти при взаємодії з

водою, киснем повітря або одне з одним в такій кількості, що розрахунковий надлишковий тиск вибуху Р > 5 кПа. [37]

Об'єм приміщення, тис.м^3	Категорія пожежної небезпеки	Ступінь вогнестійкості	Відстань, м при щільності людського потоку в загальному проході, осіб/м			кількість людей на 1 м ширини евакувиходу	Протипожежні розриви, м, для ступеня їх вогнестійкості			Найбільша кількість поверхів	Площа поверху вв межах пожежнотго відсотку, м , для числа поверхів		
			до 1	2-3	4-5		I,II	III	IV,V		1	2	3 і більше
до 15	А	II	40	25	15	не більше 165	6-9	8-9	10-12	47 м	6000	4000	4000

Рисунок 5.3 – Протипожежні норми проектування будівель і споруд

До приміщень категорії А належать склади балонів з горючими газами, склади ЛЗР, склади карбіду кальцію, малярні цехи, де використовуються нітрофарби, лаки та нітроемалі. [38]

ВИСНОВОК

В даній бакалаврській дипломній роботі на тему розробка портативного кардіометра було висвітлено залежність характерних ділянок ЕКГ від певного етапу функціонування серця, особливості кардіограми та її параметрів, класифікацію кардіографів та опис електродів для знімання біоелектричних потенціалів

Було описано аспекти, пов’язані із дослідженням процесу виготовлення приладу для реєстрації ЕКГ. Проаналізовано схему електричну принципову яка складається з: блока живлення, мікроконтролера, підсилювачів, датчиків і пристрою пам’яті. Виконаний вибір елементної бази та матеріалів для виготовлення кардіомонітора. Також здійснено розрахунок друкованої плати та компоновку пристрою.

Для конструкції було вибрано двосторонню друковану плату, яка характеризується високими комутаційними якостями, підвищеною міцністю з’єднань виводу навісного елемента з рисунком плати.

Матеріал для плати вибрано склотекстоліт фольгований СФ-2-35-1,5 ТУ ТУ16-503.271-86, оскільки матеріал друкованої плати повинен мати хорошу технологічність, високі електрофізичні властивості, високу адгезію.

Вдалося мінімізувати розміри пристрою і досягти оптимального розміщення елементів у корпусі. Проведено вибір найкращої конструкції приладу. Плату розміщено у пластмасовому корпусі, що забезпечує легкість конструкції. У ньому передбачено вирізи під розміщення кнопок та USB.

В рамках бакалаврськоії дипломної роботі було описано використання експертних систем в медицині, були ретельно вибрані питання які увійшли до переліку діагностикиі розроблена структура системи підтримки прийняття рішень, що дозволяє діагностувати хворобу пацієнта.

Результатом виконання даної роботи є експертна система для визначення деяких хвороб серцево-судинної системи. Представлено програму за допомогою якої розраховувалися всі варіанти правил.

Для створення експертної системи ми використали оболонку ESWIN2, з якою дуже легко працювати. Дана оболонка працює на співставленні варіантів хворого і правила з ідентичними відповідями і результатом про хворобу.

В розділі «Основи охорони праці» було опрацьовано такі питання охорони праці, як аналіз шкідливих та небезпечних виробничих чинників у виробничому приміщенні; карта умов праці (обґрунтування вибору нормованих значень небезпечних та шкідливих виробничих чинників, оцінка факторів виробничого і трудового процесів, гігієнічна оцінка умов праці, оцінка технічного і організаційного рівня, атестація робочого місця); рекомендації щодо покращення умов праці, а також наведено протипожежні норми.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Методичні вказівки до виконання дипломних робіт на здобуття освітньо-кваліфікаційного рівня «бакалавр» для студентів напряму підготовки 6.050902 – Радіоелектронні апарати. / Уклад.: С. М. Злепко, С. В. Тимчик, С. В. Костішин – Вінниця: ВНТУ, 2013 – 20 с.
2. В.В. Мурашко, А.В. Скрутінскій. Електрокардіографія - М. 1987, 45с.
3. Боголюбов В.М., Пономаренко Г.Н. Общая физиотерапия: Учебник. 3-е изд., перераб. и доп. – М.: Медицина, 1999. – 432 с.
4. Ливенсон А. Р. Электромедицинская аппаратура. – М.: Медицина, 1981. – 344с.
5. Франклин Циммерман. Клінічна електрокардіографія - Практичне керівництво /;, 2008. - 424 с.
6. С. В. Якубовський, Л. І. Ніссельсон, В. І. Кулешова та ін. Цифрові і аналогові інтегральні мікросхеми: Довідник /1990. - 496 с.
7. Олейник В.П. Терапевтические аппараты и системы. Учеб. пособие. - Харьков: Нац. аэрокосмический ун-т Харьк. авиац. ин-т, 2002. - 93 с.
8. Горобец В.А. Справочник конструктора РЭА (печатные узлы). М.: Радио и связь,– 1986г.
9. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. Пособие для вузов / А. Л. Барановский, А. Н. Калиниченко, Л. А. Манило и др.; Под ред. А. Л. Барановского и А. П. Немирко. — М.: Радио и связь, 1993. — 248 с.
10. Дехтярь Г. Я. Электрокардиографическая диагностика. —2-е изд., перераб. и доп. — М.: Медицина, 1972. — 416 с.
11. Ахутин В.М. Лурье О.Б. Теория и проектирование диагностической електронно-медицинской аппаратуры. – Л.: 1980 .
12. П. П. Редькин, А. Б. Виноградов Микроконверторы фирмы Analog Devicesв микропроцессорныхприборных комплексах, 2005.

13. Справочник по печатным схемам /под ред. К.Ф.Кумбза, пер. с англ. Б.Н.Файзулаева/ М.: Сов.радио.–1972г.–696с.

14. Жигалов А.Т. Конструирование и технология печатных плат.

15. Павловский В.В., Васильев В.И. Проектирование технологических процессов изготовления РЭА. М.: Радио и связь.–1982г.–161с.

16. Ненашев а.п. Конструирование радиоэлектронных средств.– м.: высшая школа, 1990. – 462 с.

17. Дощицин В. Л. Практическая электрокардиография. — 2-е изд., перераб. и доп. — М.: Медицина, 1987. — 336 с.

18. Матсон Э.А., Крыжановский Д.В. Справочное пособие по конструированию.

19. В. А. Алексеев. Расчет нестационарной теплопередачи многослойной стенки с неодинаковыми площадями контакта между слоями. – Инж.-физ. журнал. – Минск, 1985. – том XLIX, №3. – с. 491–496.

20. Синєкоп Ю.С., Продеус А.М., Швець Є.Я., Кісельов Є.М., Баран М.М. "Експертні системи в медицині". / Навч. посібн. для студ. вузів за напрямом підгот. "Мікро- та наноелектроніка" з грифом МОН. - Київ, 2014. - 450 с.

21. Месюра В. І., Яровий А. А., Арсенюк І. Р., Експертні системи. Частина 1.// Навчальний посібник. – Вінниця: ВНТУ, 2006. – 114 с.

22. Schwartz P.J., Malliani A. (1975) Electrical alternation of the T-wave: clinical and experimental evidence of its relationship with the sympathetic nervous system and with the long Q-T syndrome. Am. Heart J., 89(1): 45–50.

23. Ситник В. Ф. Системи підтримки прийняття рішень: Навч. посіб. — К.: КНЕУ, 2004. — 614 с 2.

24. Информационная технология прогнозирования исхода инфаркта миокарда / С.В. Якубовская, Д.Х. Штофель, И.А. Криворучко, Т.А. Чернышова // Вісник Хмельницького національного університету. Серія "Технічні науки". 2018. № 2. С. 237–244.

25. Демиденко М.А. Математичне програмування: Навч. посібник. – Дніпропетровськ: Національний гірничий університет, 2005.– 110 с.

26. Орлов А. И. Теория принятия решений: учебник. — М.: Экзамен, 2006. — 573 с. Орлов А. И. Принятие решений. Теория и методы разработки.

27. Інформатика. Частина 1 : навч. посібник / С.В. Костішин, Д.Х. Штофель, Р.С. Белзецький. Вінниця : ВНТУ, 2018. - 113 с.

28. Вступ до програмування мовою С++. Організація обчислень : навч. посібник / Ю. А. Бєлов, Т. О. Карнаух, Ю. В. Коваль, А. Б. Ставровський. – Київ : ВПЦ “Київський університет”, 2012. – 176 с.

29. Методичні вказівки до виконання лабораторної роботи "Атестація робочих місць за умовами праці" з дисципліни "Охорона праці в галузі" для студентів усіх спеціальностей / Уклад. О.В. Березюк, М.С. Лемешев. – Вінниця: ВНТУ, 2010. – 21 с.

30. ДСТУ 2293-99. Охорона праці. Терміни і визначення.

31. ПДК 4617-88. Общесоюзные санитарно-гигиенические и санитарнопротивоэпидемические правила и нормы "Предельно допустимые концентрации (ПДК) вредных веществ в воздухе рабочей зоны".

32. ДСН 3.3.6.039-99. Державні санітарні норми виробничої та загальної вібрацій.

33. ДСН 3.3.6-037-99. Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку.

34. ДСанПіН 3.3.6-096-2002. Санітарні норми і правила при роботі з джерелами електромагнітних полів.

35. ДСН 3.3.6.042-99. Державні санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень.

36. ДБН В.2.5-28-2006. Природне і штучне освітлення.

37. ДБН В.1.1.7–2002. Пожежна безпека об’єктів будівництва.

38. СНиП 2.09.02-85. Противопожарные нормы проектирования зданий и сооружений.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет
Факультет інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем
Кафедра біомедичної інженерії

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри БМІ
д.т.н., проф. С. М. Злепко
“_____” _____ 2020 р.

РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ КАРДІОМЕТРА

Технічне завдання
до бакалаврської дипломної роботи
за спеціальністю 163 – Біомедична інженерія
08-35.БДР.908.01.000 ТЗ

Керівник к.т.н., доцент кафедри БМІ
Штофель Д. Х.
“_____” _____ 2020 р.
Розробила студентка гр. БМІ-16б
Козеренко М. П.
“_____” _____ 2020 р.

Вінниця ВНТУ 2020

1. Назва БДР: Розробка конструкції кардіометра

2. Виконавець БДР: студентка групи БМІ-16б Козеренко М.П.

3. Підставою для виконання БДР є наказ ректора ВНТУ № 75 від 06.03.2020 р.

4. Мета виконання БДР і призначення продукції: розроблюваний прилад є точним приладом для діагностики серцево-судинних захворювань.

5. Джерела розробки:

5.1 Франклин Циммерман. Клінічна електрокардіографія - Практичне керівництво /;, 2008. - 424 с.

5.2 Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. Пособие для вузов / А. Л. Барановский, А. Н. Калиниченко, Л. А. Манило и др.; Под ред. А. Л. Барановского и А. П. Немирко. — М.: Радио и связь, 1993. — 248 с.

5.3 Ненашев а.п. Конструирование радиоэлектронных средств.– м.: высшая школа, 1990. – 462 с.

5.4 Месюра В. І., Яровий А. А., Арсенюк І. Р., Експертні системи. Частина 1.// Навчальний посібник. – Вінниця: ВНТУ, 2006. – 114 с.

5.5 Інформатика. Частина 1 : навч. посібник / С.В. Костішин, Д.Х. Штофель, Р.С. Белзецький. Вінниця : ВНТУ, 2018. - 113 с.

6. Технічні вимоги:

6.1 Напруга живлення – 5 В;

6.2 Струм споживання – 0,1 А;

6.3 Наявність графічної індикації;

6.4 Час напрацювання приладу на відмову не менше 7000 годин;

6.5 Наявність мікроконтролерного блоку;

6.6 Друкована плата – не більше 170х170.

7. Вимоги до сировини та матеріалів: матеріали, з яких вироблятиметься даний прилад, мають бути екологічно чистими та легкими.

8. Вимоги до консервації, пакування та маркування: не потребує.

9. Вимоги до розробленої документації:

– склад КД: пояснювальна записка, схема електрична принципова, перелік елементів, кресленник друкованої плати, складальний кресленник друкованої плати, специфікація.

10. Стадії та етапи БДР:

10.1 Теоретична частина:

1. Аналітичний огляд питання;
2. Конструкторський розділ;

3. Розробка програмного забезпечення;
4. Охорона праці.

10.2 Графічна частина:

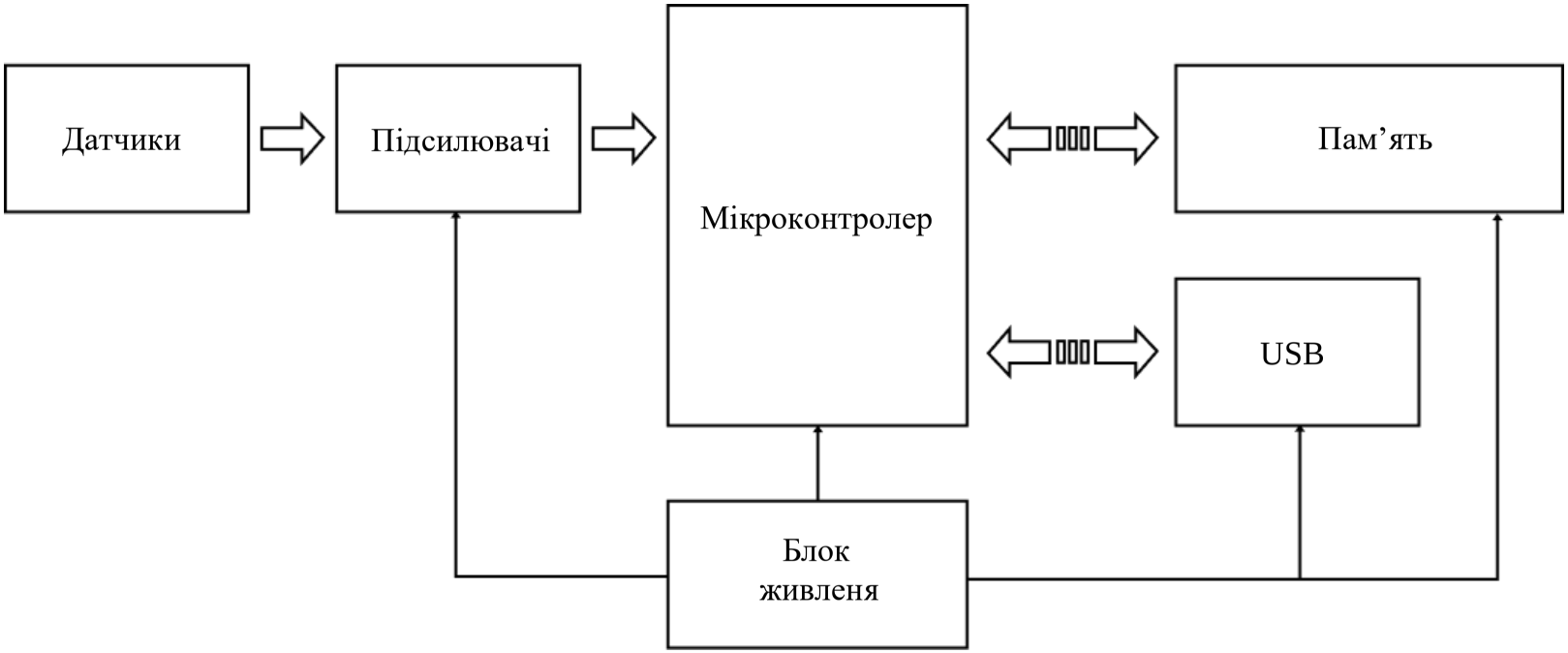
1. Схема електрична принципова;
2. Кресленник друкованої плати;
3. Складальний кресленник друкованої плати.

Таблиця 1 – Етапи виконання бакалаврської дипломної роботи

Назва розділу бакалаврської дипломної роботи	Строк виконання
Розробка технічного завдання	до 15.03.2020
Обґрунтування вихідних даних та оптимального варіанту розробки	до 01.04.2020
Аналітичний огляд питання	до 15.04.2020
Розв’язання основної задачі	до 15.05.2020
Написання алгоритмічно-програмного забезпечення	до 25.05.2020
Оформлення графічної частини та пояснювальної записки	до 01.06.2020
Попередній захист	02.06.2020

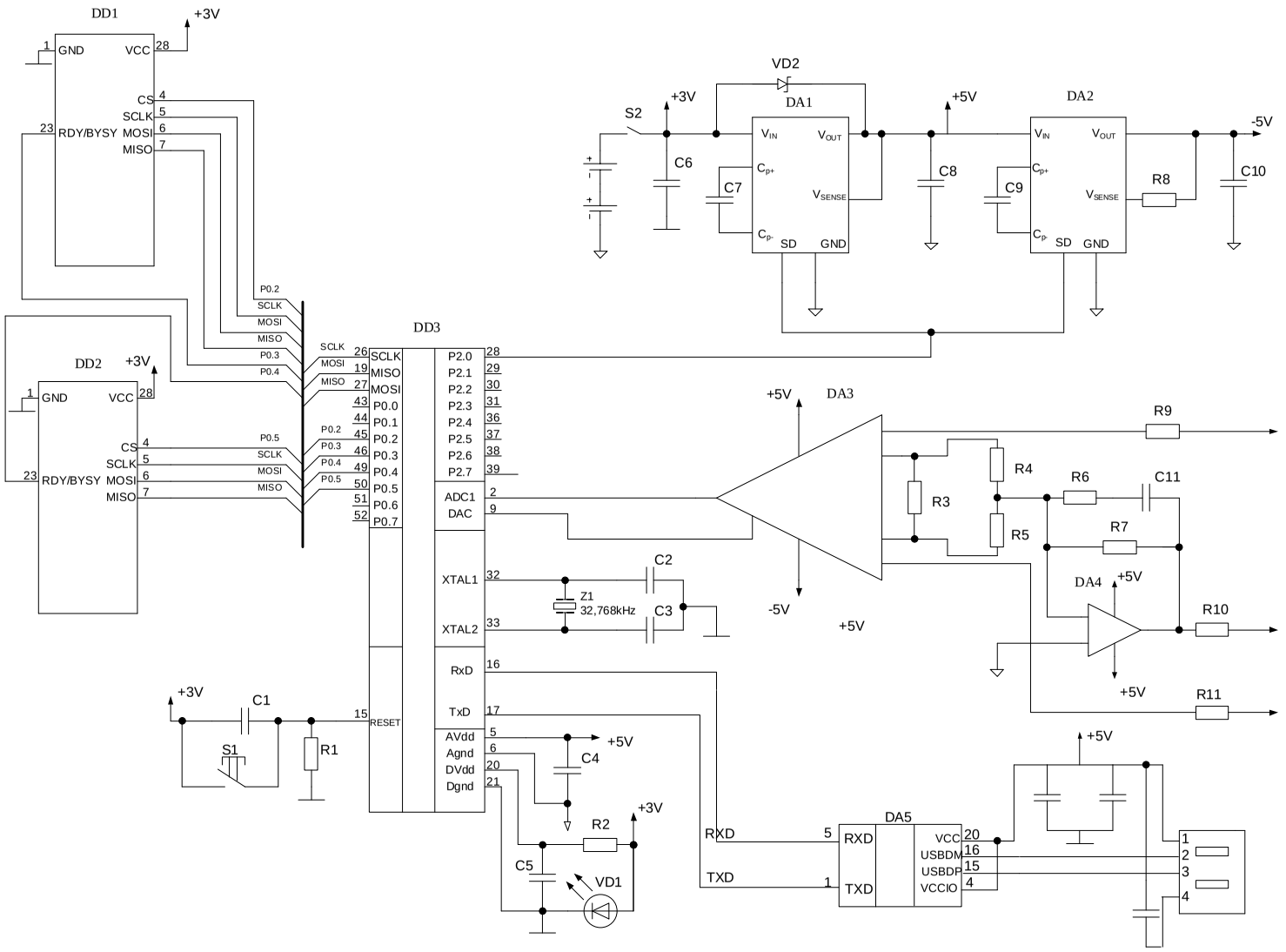
Розробила студентка групи БМІ-16б_____Козеренко М. П.

ДОДАТОК Б



					08-35.ЛТ.908.01.000 Е1			
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Кардіометр портативний Структурна схема	Літера	Маса	Масштаб
Розробив		Козеренко М.П.						
Перевірив		Штофель Д.Х.						
Т. контр.		Штофель Д.Х.				Аркуш	Аркушів	
						1	1	
Н. контр.		Штофель Д.Х.						
Затверд.		Коваль Л.Г.						

ДОДАТОК В



					08-35.БДР.908.01.000 Е3		
Зм	Арк	№ докум.	Підпис	Дата	Кардіометр портативний Схема електрична принципова	Літ.	Маса	Масштаб
Розроб.		Козеренко М.П.						
Перевір.		Штофель Д.Х.				Арк	Аркушів	
Т. Контр.		Штофель Д.Х.				1	1	
Рецензн.								
Н. Контр		Штофель Д.Х.						
Затверд.		Коваль Л.Г.						

Перш. використ.

Довід. №

Підпис і дата

Інв. № дубл.

Зам. інв. №

Підпис і дата

Інв. № ориг.

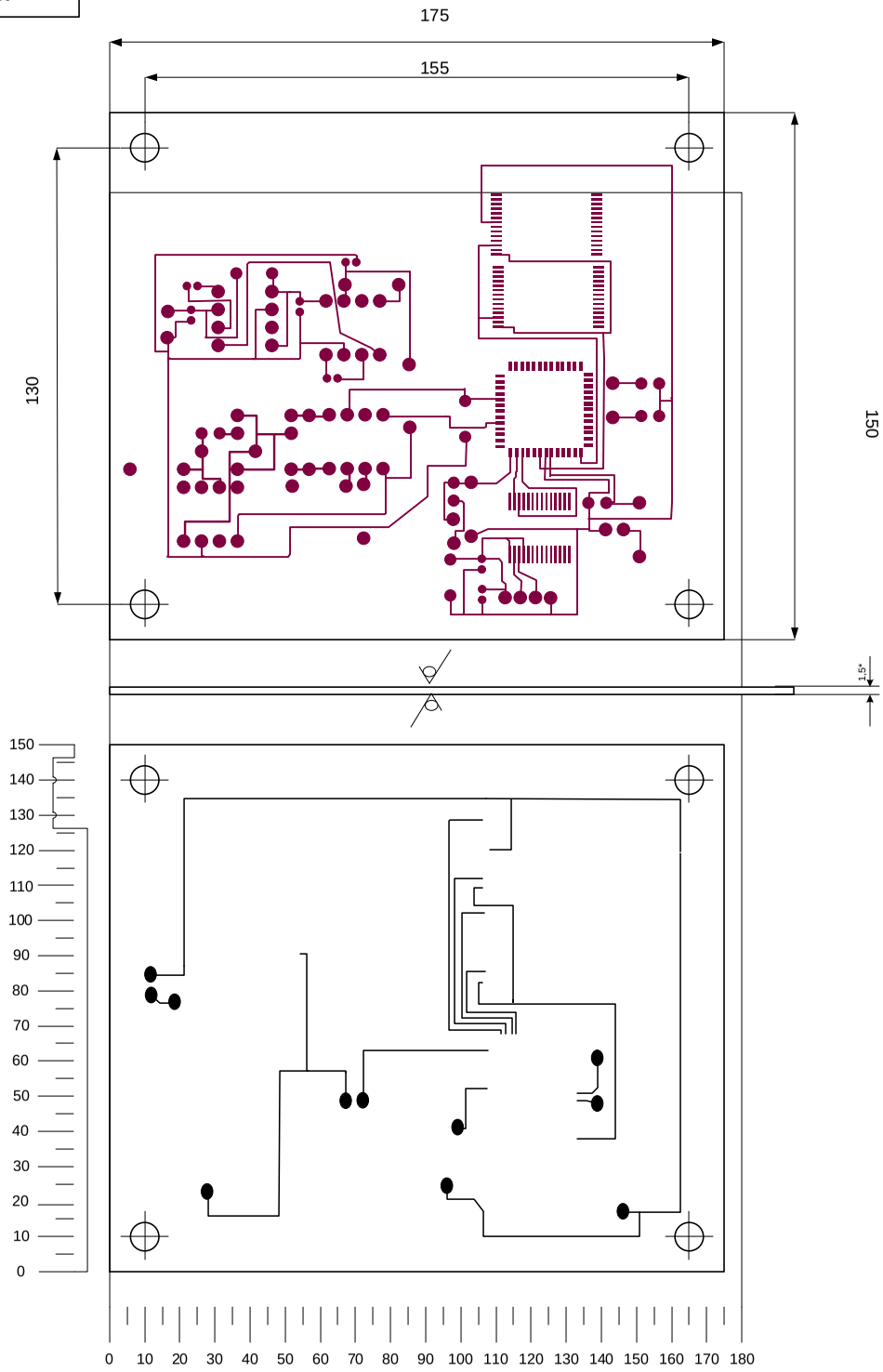
ДОДАТОК Г

Поз.	Назва	Кіл	Примітки
	Резистори		
R1	*С2-23-0,125 – 20кОм ±5%*	*1*	
R2	*С2-23-0,125 – 7.5кОм ±5%*	*1*	
R3	*С2-23-0,125 – 6.8кОм ±5%*	*1*	
R4,R5	*С2-23-0,125 – 22кОм ±5%*	*2*	
R6	*С2-23-0,125 – 10 кОм ±5%*	*1*	
R7	*С2-23-0,125 – 1МОм ±5%*	*1*	
R8	*С2-23-0,125 – 31.6 кОм ±5%*	*1*	
R9,R10,R11	*С2-23-0,125 – 220кОм ±5%*	*3*	
	Конденсатори		
C1	*КМ-5б - 10 мкФ*	*1*	
C2,C3	*КМ-5б – 12пФ*	*2*	
C4,C5	*КМ-5б – 0.1 мкФ*	*2*	
C6,C7,C8,C9,C10	*К50-35а-6В-10мкФ ОЖ0.464.214.ТУ*	*5*	
C11	*КМ-5б – 0.1 мкФ*	*1*	
C12	*КМ-5б – 100нФ*	*1*	
C13	*КМ-5б – 4.7нФ*	*1*	
	Діоди		
VD1	*1N5817*	*1*	
	Світлодіоди		
HL1	*АЛ307Г*	*1*	
		1	

Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата	08-35.БДР.908.01.000 ПЕЗ		
Розроб.		Козеренко М.П.			Кардіометр портативний Перелік елементів	Літ.	Аркуш	Аркушів
Перевір.		Штофель Д.Х.					1	2
Реценз.								
Н. конт.		Штофель Д.Х.						
Затв.		Коваль Л.Г.						

Поз.	Назва	Кіл	Примітки
	Кварцовий резонатор		
ZQ1	РК-169-32,768kГц	1	
	Мікросхеми		
DA1	ADP3607-5	1	
DA2	ADP3605	1	
DA3	AD620A	1	
DA4	OP97	1	
DA5	FT232RL	1	
DD1,DD2	AT45DB321B	2	
DD3	ADuC842	1	
	Перемикачі		
SA1,SA2	*DM3-01C-30G*	2	

ДОДАТОК Д



Умовне позначення отвору	Діаметр отвору, мм	Наявність металізації в отворі	Діаметр контактної площадки, мм	Кількість отворів
	0,9+0,1	-	1,4	14
	1,1±0,1	-	1,6	84
	3,0±0,1	немає	—	0

1.* Розмір для довідок.

2. Плату виготовити позитивним **методом**.

3. Крок координатної сітки 1,25мм.

4. Конфігурацію провідників витримати по координатній сітці.

5. Провідники умовно позначені суцільними лініями виконати шириною 1+0,1 мм.

6. Відстань між провідниками не менше 0,8мм, в вузьких місцях - 0,4мм.

7. Плата повинна відповідати ГОСТ23752-79.

					08-35.БДР.908.01.000			
Зм	Арк	№ докум.	Підпис	Дата	Кардіометр портативний Плата	Літ.	Маса	Масштаб 1:1
Розроб.		Козеренко М.П.						
Перевір.		Штофель Д.Х.				Арк	Аркушів	
Т. Контр.		Штофель Д.Х.						
Рецензн.					Склотекстоліт СФ2-35 ГОСТ316-78			
Н. Контр		Штофель Д.Х.						
Затверд.		Коваль Л.Г.						

Перш. використ.

Довід. №

Підпис і дата

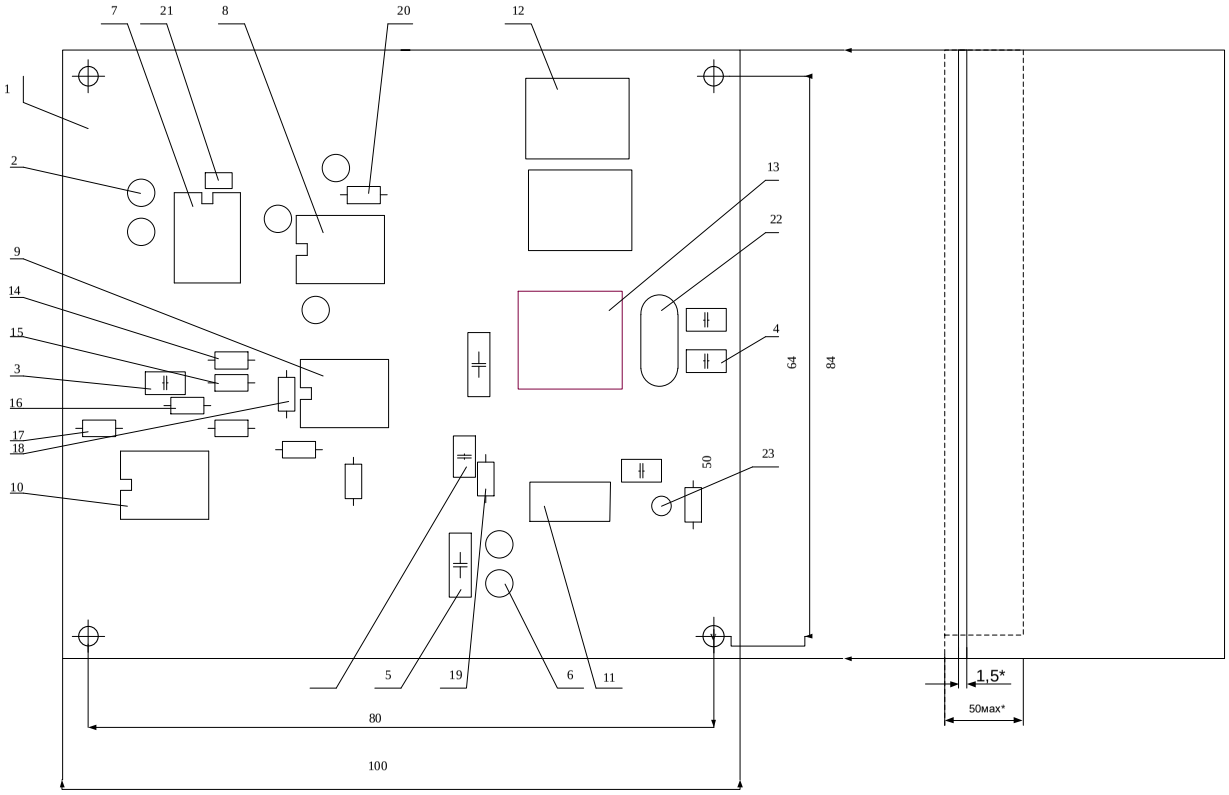
Інв. № дубл.

Зам. інв. №

Підпис і дата

Інв. № ориг.

ДОДАТОК Е



1.* *Розмір для довідок.*

2.** *Розмір забезпечується робочим інструментом.*

3. *Друковані провідники умовно не показані.*

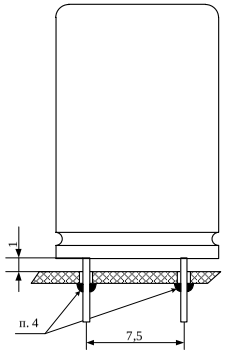
4. *Паяти: припой ПОС61 ГОСТ21931-79.*

5. *Встановку елементів проводити по ОСТ 4ГО. 010.030-81.*

6. *Плату після зборки покрити емаллю ЕП-872, білий, ТУ6-10-1539-76.*
7. *Позиції елементів відповідають схемі електричній принципіальній*

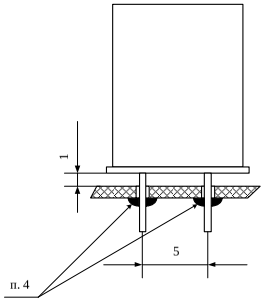
Установка елементу С10

М 5:1



Установка елементу ZQ1

М5:1



					08-35.БДР.908.01.000 СК			
Зм	Арк	№ докум.	Підпис	Дата	Кардіометр портативний Складальний кресленик	Літ.	Маса	Масштаб
Розроб.		Козеренко М.Г.				У П		2:1
Перевір.		Штофель Д.Х.				Арк	Аркушів	
Т. Контр.		Штофель Д.Х.				1	1	
Рацена.								
Н. Контр.		Штофель Д.Х.						
Затверд.		Коваль П.Г.						

Перш. використ.

Довід. №

Підпис і дата

Інв. № дубл.

Взам. інв. №

Підпис і дата

Інв. № орыг.

ДОДАТОК Є

Формат	Зона	Поз.	Позначення	Назва	Кіл	Примітки
				Документація		
A1			08-35.БДР.908.01.000.СК	Складальне креслення	1	
A1			08-35.БДР.908.01.000.Е3	Схема електрична принципова	1	
A4			08-35.БДР.908.01.000.ПЕ3	Перелік елементів	1	
			08-35.БДР.908.01.000.ПЗ	Пояснювальна записка	1	
				Деталі		
		1	08-35.БДР.160.20.000	Плата	1	
				Інші вироби		
				Конденсатори		
		2		*К50-35а-6В-10мкФ ОЖ0.464.214.ТУ*	5	*С6, С7,С8,С9,С10*
		3		*КМ-5б – 0.1 мкФ*	3	*С4,С5,С11*
		4		*КМ-5б – 12пФ*	2	*С2,С3*
		5		*КМ-5б – 100нФ*		С12
		6		*КМ-5б – 4.7нФ*	1	С13
				Мікросхеми		
		7		ADP3607-5		*DA1*
		8		ADP3605	1	*DA2*
		9		AD620A	1	*DA3*
		10		OP97	1	*DA4*
		11		FT232RL	1	*DA5*
		12		AT45DB321B	2	*DD1,DD2*
		13		*ADuC842*		DD3
				Резистори		
		14		*С2-23-0,125 – 22кОм ±5%*	2	*R4,R5*
		15		*С2-23-0,125 – 10 кОм ±5%*	1	*R6*

Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата	08-35.БДР.908.01.000 СП		
Розроб.		Козеренко М.П.			Кардіометр портативний Специфікація	Літ.	Аркуш	Аркушів
Перевір.		Штофель Д.Х.					1	2
Реценз.								
Н. конт.		Штофель Д.Х.						
Затв.		Коваль Л.Г.						

Формат	Зона	Поз.	Позначення	Назва	Кіл	Примітки
				Резистори		
		16		*С2-23-0,125 – 1МОм ±5%*	1	*R7*
		17		*С2-23-0,125 – 220кОм ±5%*	3	*R9,R10,R11*
		18		*С2-23-0,125 – 6.8кОм ±5%*	1	*R3*
		19		*С2-23-0,125 – 20кОм ±5%*	1	*R1*
		20		*С2-23-0,125 – 31.6 кОм ±5%*	1	*R8*
				Діоди		
		21		*1N5817*		*VD1*
				Резонатори кварцові		
		22		РК-169-32,768kГц	1	ZQ1
				Світлодіоди		
		23		*АЛ307Г*	1	*HL1*

ДОДАТОК Ж

Лістинг коду програми ППР

```
#include "stdafx.h"
#include "conio.h"
#include "stdlib.h"
#include "math.h"
long int ** chusla;
int pravulo (int chuslo)
{
	int sum;
	int t;
	sum=0;
	for (int i=1; i<=chuslo;i++)
	{
		sum=sum+i;
	}
	t=sum;
	return t;
}
void pochatok (int nomer_pravula)
{
	FILE *t;
	t=fopen("spusok.txt","a");
	int kilkist=0;
	for (int j=1; j<=1; j++)
	{
		fprintf(t,"Rule %d \n", nomer_pravula);
		for (int i=1; i<=11; i++)
		{
			chusla[j][i]=i;
			fprintf(t,"%d s \n",chusla[j][i]);
			kilkist=kilkist+1;
		}
		fprintf(t," Do \n");
		fprintf(t," EQ(Тест; У вас ГЕПАТИТ з ймовірністю %d відсотків.)
\n",kilkist*100/11);
		fprintf(t,"EndR \n");
		fprintf(t,"\n");
	}
	fclose(t);
}
void odna_cufra(int nomer_pravula)
{
```

```
	FILE *t;
	t=fopen("spusok.txt","a");
	int kilkist;
	for (int i=1; i<=11; i++)
	{
		fprintf(t,"Rule %d \n",nomer_pravula+i);
		kilkist=1;
		for(int j=1; j<=11;j++)
		{
			if (i == chusla[1][j]) {continue;}
			chusla[i+1][kilkist]=j;
			fprintf(t,"%d s \n",chusla[i+1][kilkist]);
			kilkist=kilkist+1;
		}
		fprintf(t," Do \n");
		fprintf(t," EQ(Тест; У вас ГЕПАТИТ з ймовірністю %d відсотків.)
\n",(kilkist-1)*100/11);
		fprintf(t,"EndR \n");
		fprintf(t,"\n");
	}
	fclose(t);
}
void vuvid(long int nomer_rjadka,long int nomer_pravula,int prp)
{
	FILE *t;
	int l,pr,z=1;
	int n,m=1;
	int k=1;
	int kilkist;
	int propusk[16],propusk1[16],propusk2[16];
	pr=0;
	for (int i=1;i<=11;i++)
	{
		l=0;
		for (int j=1;j<=11;j++)
		{
			if (i == chusla[nomer_rjadka][j]) {l=l+1;}
		}
		if (l == 0) {propusk[k]=i; k=k+1;}
		if (k == 8) {exit(1);}
	}
	for (int i=1;i<=11;i++)
	{
```

```
		l=0;
		for (int j=1;j<=11;j++)
		{
			if (i == chusla[nomer_rjadka+1][j]) {l=l+1;}
		}
		if (l == 0) {propusk1[z]=i; z=z+1;}
	}
	for (int i=1;i<=11;i++)
	{
		l=0;
		for (int j=1;j<=11;j++)
		{
			if (i == chusla[nomer_rjadka-1][j]) {l=l+1;}
		}
		if (l == 0) {propusk2[m]=i; m=m+1;}
	}
	if (propusk[1]<(11-(k-2)))
	{
	n=2;
	if (propusk[1]== propusk2[1]) {propusk[1]=propusk[prp];}
	for (int j=propusk[1]+1;j<=11;j++)
	{
		if (j== propusk[n]) {n=n+1; continue;}
		kilkist=1;
		t=fopen("spusok.txt","a");
		fprintf(t, "Rule %d\n",nomer_pravula+pr);
		pr=pr+1;
		for (int i=1; i<=11-prp; i++)
		{
			if (j==chusla[nomer_rjadka][i]) {continue;}

			chusla[nomer_pravula+(pr-1)][kilkist]=chusla[nomer_rjadka][i];
			fprintf(t,"%d s \n",chusla[nomer_rjadka][i]);
			kilkist=kilkist+1;
		}
		fprintf(t," Do \n");
		fprintf(t," EQ(Тест; У вас ГЕПАТИТ з ймовірністю %d відсотків.)
\n",(kilkist-1)*100/11);
		fprintf(t,"EndR \n");
		fprintf(t,"\n");
		fclose(t);
	}
	}
```

```
        else
        {
                if (z>k) {prp=prp+1;}
                vuvid(nomer_rjadka+1,nomer_pravula+pr,prp);
        }
        if (z>k) {prp=prp+1;}
        vuvid(nomer_rjadka+1,nomer_pravula+pr,prp);
}
int _tmain(int argc, _TCHAR* argv[])
{
        FILE *t;
        int nomer_pravula=7261;
        t=fopen("spusok.txt","wt");
        chusla= new long int*[100000];
        for (int i=1; i<=100000; i++)
        {
                chusla[i]=new long int[16];
        }

        pochatok(nomer_pravula);
        odna_cufra(nomer_pravula);
        vuvid(2,nomer_pravula+11,1);
        return 0;
```