УДК 004.94

Т.О. Михнюк, студ.
К.В. Молодецька, к.т.н.
Житомирський військовий інститут ім. С.П. Корольова
Національного авіаційного університету
І.І. Сугоняк, к.т.н.
Житомирський державний технологічний університет

МОДЕЛЬ СИСТЕМИ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ ДІАГНОСТУВАННЯ ІНФАРКТУ МІОКАРДА

Запропоновано модель системи підтримки прийняття рішень з діагностики інфаркту міокарда, яка дозволяє проводити контурний аналіз електрокардіограми та встановлювати попередній діагноз пацієнта. На основі розробленої моделі реалізовано програмний комплекс системи, що здійснює візуалізацію результатів дослідження та керування функціонуванням.

Постановка проблеми. Впродовж багатьох років електрокардіографія була і залишається найпопулярнішим методом реєстрації електричної активності серця, що в подальшому дає можливість встановити діагноз пацієнта. Цей процес, зазвичай, не автоматизований і займається ним сам лікар-кардіолог чи терапевт, а іноді – клініцист, який належить до іншої спеціальності. Це несе за собою втрату часу під час проведення діагностики, допущення помилок у розшифруванні електрокардіограми (ЕКГ), зниження точності та якості у встановленні діагнозу, і, як результат – невдале лікування пацієнта. Процес встановлення діагнозу неможливий без проведення всебічного багатокритерійного аналізу ЕКГ та прогнозування подальшого розвитку захворювання серця.

Аналіз останніх досліджень та публікацій. Аналіз останніх публікацій показує, що діагностування інфаркту міокарда ґрунтується на основі аналізу електричної активності серця. Роботи Головач І.В. та Мазурова В.В. присвячені використанню методів математичної статистики та теорії ймовірності в поєднанні з медичною логікою [1, 2]. В роботах Піскун І.В. запропоновано математичні моделі для виявлення піків ЕКГ та приведення кардіосигналу до максимально очищеного від шумів матеріалу для діагностики [3]. Однак серед недоліків цих методів слід зазначити такі: забезпечення високої точності при обробці статистичних даних, обмеження застосування можливостями апаратних засобів. Тому актуальним завданням є розробка моделі системи підтримки прийняття рішень (СППР) діагностування серцевих захворювань, що дозволить проводити контурний аналіз ЕКГ та виробляти рекомендації для прийняття рішень.

Метою даної статті є розробка моделі та програмного комплексу СППР діагностики інфаркту міокарда зі встановленням попереднього діагнозу.

Завданнями даної роботи є: розробка структури СППР діагностування інфаркту міокарда; формалізація процесу підтримки прийняття рішень за допомогою математичних методів і алгоритмів розшифрування ЕКГ; розробка концептуальної та об'єктно-орієнтованої моделей системи; реалізація програмного комплексу СППР з врахування сучасних вимог до забезпечення багатокористувацького доступу до даних.

Викладення основного матеріалу. СППР з діагностики інфаркту міокарда належить до гібридних систем, адже чистої архітектури СППР в ній не прослідковується. Цей факт підтверджує те, що система функціонує на основі БД, всі її дії виконуються послідовно та відповідно до заданого алгоритму, а прийняття остаточного кінцевого результату здійснюється на основі наперед заданих правил. Розглянемо розроблену узагальнену архітектуру СППР, наведену на рисунку 1 та призначення основних її елементів:

1. Підсистема організації діалогу та представлення готової інформації чи результату або іншими словами інтерфейс розроблюваного програмного середовища. За допомогою цього елемента користувач може вільно спілкуватися з представленим програмним середовищем та самою системою в цілому. Саме тут здійснюється введення початкових даних для роботи системи, а також за допомогою інтерфейсу користувач може спостерігати результати роботи системи.
2. Ядро системи. Управляючий елемент, що організовує взаємодію всіх елементів системи, а також впорядковує процеси, що відбуваються в ній.
3. Система керування базами даних. Дозволяє згрупувати та структурувати всі дані та інформацію, що надходять до системи, а також вносить свої правила на використання тієї чи іншої інформації цією ж системою.

© Т.О. Михнюк, К.В. Молодецька, І.І. Сугоняк, 2013

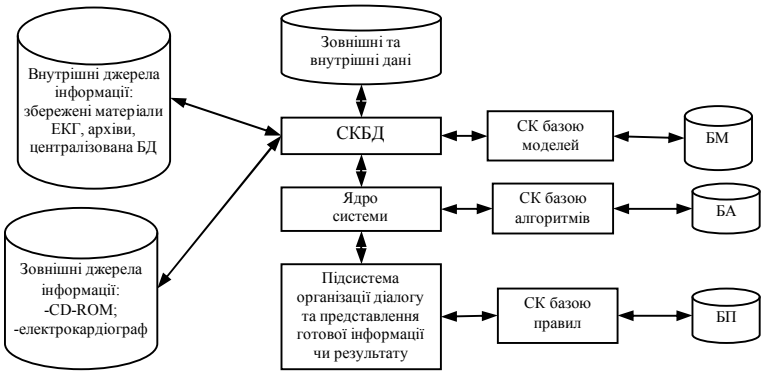


Рис. 1. Узагальнена архітектура системи

4. Внутрішні джерела інформації – це такі джерела інформації, які безпосередньо функціонують з системою та надають можливість швидкого отримання даних для проведення діагностування. Такими джерелами можуть бути вже збережені матеріали для діагностики (зображення ЕКГ), архіви, централізована БД.

5. Зовнішні джерела інформації. Такими джерелами інформації є CD-ROM, електрокардіограф, до якого може підключитися розроблена система та зчитати в реальному часі ЕКГ пацієнта.

6. Система керування базою моделей (БМ) – забезпечує керування, створення та використання бази моделей для діагностування хвороби. Такими моделями є набір правил та аналітичних співвідношень, що використовуються для порівняння отриманих параметрів ЕКГ з еталонними та прийняття попереднього рішення про діагностування.

7. Система керування базою правил (БП). Правилами є вся сукупність умов, співвідношень та виразів, що використовуються для розрахунку параметрів системи, а також критерії оптимальності, що дозволяють прийняти оптимальне рішення.

Вигляд еталонної ЕКГ здорового серця наведений на рисунку 2. Звичайна ЕКГ являє собою графічне зображення коливань електричних потенціалів, знятих з поверхні тіла. Зміни електричного потенціалу протягом одного серцевого циклу, зареєстровані на папері, мають вигляд характерної кривої, яка складається з декількох відхилень, що піднімаються вище або опускаються нижче основної (ізоелектричної) лінії.

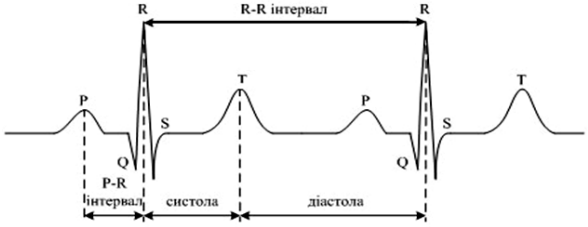


Рис. 2. Відношення інтервалів ЕКГ із фазами серцевого циклу (систола та діастола шлуночків)

Розглянемо варіант опису і апроксимації ЕКГ сигналу. Оскільки ЕКГ сигнал являє собою часову залежність проекції інтегрального електричного вектора серця (ІЕВС) на лінію відведення, то, моделюючи зміни ІЕВС в просторі та отримуючи його проекції на різні лінії відведення, можна отримати модель часового ряду ЕКГ [4].

Відомі також кусочно-задані апроксимації ЕКГ-сигналу. Зображення ЕКГ є взаємопов'язаною сукупністю сегментів, зубців та інтервалів, кожен з яких характеризує роботу серця в той чи інший момент часу. Як наведено у роботі [4], апроксимація циклу ЕКГ описується згідно з виразом:

$$F_{\sum i} = \sum_{n=0}^{m} A_n \times e^{-(x-\mu_n)^2 \left| \begin{matrix} \sigma_{1n}, x \le \mu_n \\ \sigma_{2n}, x > \mu_n \end{matrix} \right.}, \quad (1)$$

де m – кількість експонент, що використовуються в апроксимації; A – коефіцієнт вершини зубця; μ – коефіцієнт здвигу зубця; σ_1 , σ_2 – коефіцієнти масштабу лівого та правого «плеча» зубця відповідно.

Для кожної експоненти потрібно визначити чотири коефіцієнти – A, μ, σ_1 , σ_2. Максимально точна діагностика вимагає генерації мінімум двох серцевих циклів, за допомогою яких будуть визначатися

необхідні параметри ЕКГ. Згенерований сигнал програмно аналізується, після чого зображення апроксимується простою ломаною лінією, кожна вершина якої є піком (негативним чи позитивним), координати якого зчитуються та записуються в одновимірний масив даних:

$$M = \left[(x_i, y_i)\right], \tag{2}$$

де x_i – індекс комірки пам'яті в масиві, куди записується координата y_i.

Аналіз ритму серця містить визначення регулярності та кількості серцевих скорочень, знаходження джерела збудження, а також оцінку функції провідності. Регулярність серцевих скорочень оцінюється при порівнянні тривалості інтервалів *R–R* між послідовно зареєстрованими серцевими циклами. Інтервал *R–R* зазвичай вимірюється між вершинами зубців *R* (чи *S*). Для цього визначаємо тривалість інтервалу *R–R* за допомогою формули:

$$\left|t'_{R-R}\right| = \sqrt{R_{i+1}^2 + R_i^2} = \sqrt{\left(x_{i+1} - x_i\right)^2 + \left(y_{i+1} - y_i\right)^2}, \tag{3}$$

де $\left|t'_{R-R}\right|$ – тривалість за модулем першого інтервалу *R–R*, с.

Аналогічно виразу (3) визначаємо тривалість другого інтервалу *R–R*.

Тривалість інтервалу R–R визначаємо як лінгвістичну оцінку за правилами, наведеними в таблиці 1.

Таблиця 1

Лінгвістична оцінка регулярності ритму серця

Фізичний зміст *R–R*	Лінгвістична оцінка
Регулярний ритм	1
Нерегулярний ритм	0

Таким чином, правила визначення регулярності ритму серця мають такий вигляд:

$$r_p = \begin{cases} 1, \textit{якщо} \left|t'_{R-R}\right| \cong \left|t''_{R-R}\right| \;\; ; t_{R-R} \exists \left[-t_{сер} * \frac{1}{10}\%; t_{сер} * \frac{1}{10}\%\right], \\ 0, \textit{якщо} \left|t'_{R-R}\right| \neq \left|t''_{R-R}\right|; t_{R-R} \text{у} \left[-t_{сер} * \frac{1}{10}\%; t_{сер} * \frac{1}{10}\%\right], \end{cases} \tag{4}$$

$$t_{сер} = \frac{\left|t'_{R-R}\right| + \left|t''_{R-R}\right| + \ldots + \left|t^n_{R-R}\right|}{n}, \;\; \Delta t_{R-R} = \left|t^n_{R-R}\right| - t_{сер}, \tag{5}$$

де r_p – регулярність серцевого ритму; Δt_{R-R} – розкид отриманих значень тривалості інтервалу *R–R,* с; $t_{сер}$ – середнє значення тривалості інтервалу *R–R*, с.

При правильному ритмі серця число серцевих скорочень (ЧСС) визначають за виразом:

$$G = \frac{60}{\left|t^n_{R-R}\right|}. \tag{6}$$

При неправильному ритмі можна обмежитися визначенням мінімального та максимального ЧСС. Мінімальне ЧСС визначається за тривалістю найбільшого інтервалу *R–R*, а максимальне ЧСС – за найменшим інтервалом *R–R*. Розрахунок проводиться на основі виразів:

$$G_{max} = \frac{60}{\left|t^n_{R-R\,min}\right|}, \;\; G_{min} = \frac{60}{\left|t^n_{R-R\,max}\right|}. \tag{7}$$

Для визначення джерела збудження необхідно оцінити хід збудження по передсердям і встановити відношення зубця *P* до шлуночкового комплексу *QRS*. Виходячи із характеристик кожного із ритмів сформулюємо правила визначення джерела збудження серця. Для цього перетворимо фізичний зміст кожного джерела збудження у лінгвістичну оцінку. Результат формуємо у вигляді таблиці 2.

Таблиця 2

Лінгвістичні оцінки фізичного змісту джерела збудження серця

Локалізація джерела збудження	Лінгвістична оцінка
СА-вузол	1
Нижні відділи передсердь	2
АВ-з'єднання	3
Провідна система шлуночків	4

Можна записати таке співвідношення для визначення джерела збудження серця:

$$J = \begin{cases} 1, \ якщо A_p > 0, \\ 2, \ якщо A_p < 0, \\ 3, \ якщо A_p = 0, \\ 4, \ якщо \left|t_{QRS}\right| > \left|t_{QRS\,et}\right|; \end{cases} \quad (8)$$

де J – джерело збудження; A_p – амплітуда зубця P, В; $\left|t_{QRS}\right|$ – тривалість комплексу QRS, с; $\left|t_{QRS\,et}\right|$ – еталонне значення тривалості комплексу QRS, с.

Для моделювання використаємо вираз для визначення функції провідності серця:

$$P = \begin{cases} 1, \ якщо \ \ t_p = t_{p\,et}, \ \ t_{P-Q(S)} = t_{P-Q(S)et}, \ \ t_{QRS} = t_{QRS\,et}, \\ 0, \ якщо \ \ t_p \neq t_{p\,et}, \ \ t_{P-Q(S)} \neq t_{P-Q(S)et}, \ \ t_{QRS} \neq t_{QRS\,et}; \end{cases} \quad (9)$$

де P – функція провідності серця; t_p – тривалість зубця Р, [с]; $t_{P-Q(S)}$ – тривалість інтервалу P–$Q(R)$, с; t_{QRS} – загальна тривалість шлуночкового комплексу QRS, с; $t_{p\,et}$ – еталонне значення тривалості зубця P, с; $t_{P-Q(S)et}$, $t_{QRS\,et}$ – еталонні значення тривалості інтервалу P–$Q(R)$ та загальна тривалість шлуночкового комплексу QRS відповідно, с.

Для визначання параметрів зубця P використаємо вирази:

$$\left|t_P\right| = x_{n+1}^P - x_n^P, \ A_P = \sqrt{P^2 - P^2} = \sqrt{\left(x_n - x_i\right)^2 - \left(y_n - y_0\right)^2}, \quad PI_P = \begin{cases} A_P, якщо\, y_i > 0 \\ -A_P, якщо\, y_i < 0 \end{cases} \quad (10)$$

де $\left|t_P\right|$ – тривалість зубця P, с; x_n, y_n – координати вершини зубця P; x_i, y_0 – координати середини інтервалу зубця P на осі X; PI_P – полярність зубця P.

Оцінка співвідношення зубців Q, R та S в 12 електрокардіографічних відділах дозволяє визначити повороти серця навколо трьох осей. Проте при аналізі комплексу QRS також необхідно [5]:

1) оцінити зубець Q:

а) виміряти його амплітуду і порівняти її з амплітудою зубця R у цьому ж відведенні;

б) виміряти тривалість зубця Q.

Важливо, що для патологічного зубця Q характерно збільшення його амплітуди більше ніж на ¼ амплітуди зубця R в цьому відведенні. Особливо чіткою ознакою є збільшення тривалості зубця Q більше ніж на 0,03 с [5].

Для аналізу комплексу QRS використаємо такі формули:

$$\left|t_Q\right| = x_{n+1}^Q - x_n^Q, \ A_Q = \sqrt{Q^2 - Q^2} = \sqrt{\left(x_n - x_i\right)^2 - \left(y_n - y_0\right)^2}, \quad PI = \begin{cases} A, якщо\, y > 0 \\ -A, якщо\, y < 0 \end{cases}, \ \Delta QR = \left|A_R - A_Q\right|. \quad (11)$$

2) оцінити зубець R:

а) виміряти амплітуду зубця R, порівняти її з амплітудою зубця Q чи S у тому ж відведенні із зубцем R в інших відведеннях;

б) виміряти тривалість інтервалу внутрішнього відхилення у відведеннях V_1 та V_6;

в) звернути увагу на можливе розщеплення зубця R, а також появу другого додаткового зубця R в цьому ж відведенні [5].

Дослідну оцінку зубця R встановлюємо за допомогою таких співвідношень:

$$\left|t_R\right| = x_{n+1}^R - x_n^R, \ A_R = \sqrt{R^2 - R^2} = \sqrt{\left(x_n - x_i\right)^2 - \left(y_n - y_0\right)^2}, \quad PI_R = \begin{cases} A_R, якщо\, y_i > 0 \\ -A_R, якщо\, y_i < 0 \end{cases}. \quad (12)$$

3) оцінити зубець S:

а) виміряти амплітуду зубця S, порівняти її з амплітудою зубця R у тому ж відведенні;

б) звернути увагу на можливе уширення, розчеплення зубця S [5].

Аналогічно до попередніх розрахунків, для встановлення дослідної оцінки зубця S використовуємо математичні співвідношення:

$$|t_S| = x_{n+1}^S - x_n^S,\ A_S = \sqrt{S^2 - S^2} = \sqrt{(x_n - x_i)^2 - (y_n - y_0)^2},\ PI_S = \begin{cases} A_S, якщо\ y_i > 0 \\ -A_S, якщо\ y_i < 0 \end{cases},$$
$$\Delta RS = |A_R - A_S|. \quad (13)$$

Взагалі сегмент *S–T* (*RS–T*) є відрізком від кінця комплексу *QRS* до початку зубця *T*. У нормі сегмент *ST* знаходиться у відведеннях від кінцівок на ізолінії (±0,5 мм). У відведеннях *V*1–*V*3 можливе зміщення сегмента *S–T* вгору (не більше 2 мм), а в *V*4–*V*6 – вниз (не більше 0,5 мм) [7]. Ступінь відхилення точки *j* (переходу комплексу *QRS* в сегмент *S–T*) від ізолінії використовується, наприклад, для діагностики ішемії міокарда [5].

Аналізуючи стан сегмента *RS–T*, необхідно [5]:

1) знайти точку з'єднання *j*;

2) виміряти її відхилення (+-) від ізолінії;

3) виміряти величину зміщення сегмента *RS–T* від ізолінії вверх чи вниз у точці, що знаходиться від точки *j* вправо на 0,08 с;

4) визначити форму можливого зміщення сегмента *RS–T*: горизонтальне, косонизхідне, косовисхідне зміщення;

5) тривалість інтервалу *RS–T*.

При аналізі зубця *T* слід [5]:

1) визначити полярність (направлення) зубця *T*. В нормі зубець *T* має, як правило, теж направлення, що і основний зубець комплексу *QRS*. Тому у більшості випадків зубець *T* позитивний;

2) оцінити форму зубця *T*. В нормі зубець *T* має пологе висхідне та дещо більш крутіше низхідне коліно;

3) виміряти амплітуду зубця *T*.

Маємо аналітичний запис для аналізу форми зубця *T*:

$$|t_T| = x_{n+1}^T - x_n^T,\ A_T = \sqrt{T^2 - T^2} = \sqrt{(x_n - x_i)^2 - (y_n - y_0)^2},$$
$$PI_T = \begin{cases} A_T, якщо\ y_i > 0 \\ -A_T, якщо\ y_i < 0 \end{cases}. \quad (14)$$

Сформулюємо математичні співвідношення визначення електричної осі серця. При нормальному положенні *ЕВС* (кут α від +30 до 69°) зубці *R* та *S* приблизно рівні один одному. При горизонтальному положенні чи відхиленні ЕВС вліво (кут α від +30 до -90°) зубець *R* досягає своїх максимальних відхилень. При вертикальному положенні чи відхиленні *ЕВС* вправо (кут від +70 до 180°) також реєструється високий зубець *R*, а також реєструється глибокий зубець *S*. Тому для оцінки положення серця введемо такі лінгвістичні змінні та запишемо математичні співвідношення їх визначення (табл. 3).

Таблиця 3

Фізичний зміст оцінки ЕОС

Фізичний зміст оцінки	Лінгвістична змінна
Нормальне положення ЕВС	1
Горизонтальне положення ЕВС	2
Вертикальне положення ЕВС	3

$$O_{пз} = \begin{cases} 1, якщо\ A_R \cong A_S, \\ 2, якщо\ A_R \to max, \\ 3, якщо\ A_R \to max,\ A_S \geq A_{S_{ет}}; \end{cases}, \quad (15)$$

де $A_{S_{ет}}$ – еталонне значення зубця *S*, В.

Повороти серця навколо повздовжньої осі, що умовно проведена через вершину та основу серця, визначаються за конфігурацією комплексу *QRS* в грудних відведеннях, осі яких знаходяться у горизонтальній площині. Такі повороти визначаються як за годинниковою стрілкою, так і проти неї. Якщо присутній поворот серця навколо повздовжньої осі за годинниковою стрілкою, то комплекс *QRS* набуває форми *RS*, тобто відсутні негативний зубець *Q*. Якщо ж присутній поворот серця навколо повздовжньої осі проти годинникової стрілки, то комплекс *QRS* має форму *qR*, а саме амплітуда зубця *Q* досить мала, а зубець *S* – взагалі не реєструється [5].

Відповідно до встановлених ознак записуємо такі математичні співвідношення, вважаючи, що 1 – це поворот серця навколо повздовжньої осі за годинниковою стрілкою, а 2 – це поворот навколо повздовжньої осі проти годинникової стрілки:

$$O_{л} = \begin{cases} 1, якщо A_Q = 0, \\ 2, якщо A_S = 0, \quad A_Q \to min. \end{cases} \quad (16)$$

Рідше на ЕКГ фіксуються повороти серця навколо його поперечної осі, що проходить в передзадній площині. Повороти серця навколо поперечної осі прийнято зв'язувати з відхиленням верхівки серця вперед чи назад щодо її звичайного положення. При повороті серця навколо поперечної осі верхівкою вперед шлуночковий комплекс *QRS* в стандартних відведеннях набуває форми *qR*. При поворотах серця навколо поперечної осі верхівкою назад шлуночковий комплекс *QRS* має форму *RS* [5].

Маємо такий формалізований запис для визначення повороту серця навколо поперечної осі, враховуючи те, що 1 – це поворот серця навколо поперечної осі верхівкою вперед, 2 – поворот серця навколо поперечної осі верхівкою назад:

$$O_{пп'} = \begin{cases} 1, \ якщо A_Q \to min, \\ 2, \quad якщо A_Q = 0. \end{cases} \quad (17)$$

Згідно з визначеним математичним законом ЕКГ форма кожного окремого зубця визначається σ_1, σ_2 – коефіцієнтами масштабу лівого та правого «плеча» зубця відповідно. У таблиці 4 наведено значення даних коефіцієнтів для нормальної «еталонної» форми кожного зубця.

Таблиця 4

Еталонні значення коефіцієнтів масштабу лівого та правого плеча зубців ЕКГ

№ з/п	Назва зубця ЕКГ	σ_1	σ_2
1.	Зубець P	0,003	0,1
2.	Зубець Q	0,1	0,1
3.	Зубець R	0,1	0,1
4.	Зубець S	0,1	0,1
5.	Зубець T	0,004	0,01

Сформуємо математичні вирази, за допомогою яких можна знайти відхилення коефіцієнтів від еталонних значень:

$$\Delta\sigma_i = \sigma_{ет_i} - \sigma_{вим}, \quad (18)$$

де $\Delta\sigma_i$ – відхилення коефіцієнта від норми; $\sigma_{ет_i}$ – еталонне значення коефіцієнта, що взяте з таблиці; $\sigma_{вим}$ – виміряне значення коефіцієнта.

Перетворимо фізичне значення форми зубця у лінгвістичну оцінку (табл. 5).

Таблиця 5

Лінгвістична оцінка форми зубця

Визначення форми зубця	Лінгвістична оцінка
Зубець набуває загостреної форми	1
Зубець має пологі «плечі», більш округлену форму	2

Аналізуючи отримані відхилення, потрібно ввести наступні співвідношення:

$$f_i = \begin{cases} 1, \forall\sigma_i = -\sigma_i \\ 2, \forall\sigma_i = \sigma_i \end{cases}, \quad (19)$$

де f_i – значення лінгвістичної оцінки форми зубця.

Для проведення контурного аналізу ЕКГ необхідно враховувати і такі характеристики, а саме:

– інтервал *Q–T* (від початкової точки зубця *Q*–q_0 до кінцевої точки зубця *T*–m_1):

$$|t'_{Q-T}| = (Q_i^2 + T_i^2) = ((x_Q - x_T)^2 + (y_Q - y_T)^2), \quad (20)$$

де (x_Q, y_Q), (x_T, y_T) – координати початкової точки зубця *Q*–q_0 та кінцевої точки зубця *T*–m_1 відповідно;

– інтервал *Q–Tc* визначається як:

$$Q - Tc = \frac{|t'_{Q-T}|}{\sqrt{|t'_{R-R}|}}, \quad (21)$$

де $|t'_{Q-T}|$ – тривалість проміжку *Q–T*, с;

– інтервал *R*–*R*:

$$\left|t'_{R-R}\right| = \sqrt{R_{i+1}^2 + R_i^2} = \sqrt{\left(x_{i+1} - x_i\right)^2 + \left(y_{i+1} - y_i\right)^2}\,, \tag{22}$$

де x_{i+1}, y_{i+1} – координати вершини зубця R_i;

– аналогічним чином визначаються інтервал *P*1–*P*0, інтервал *Q*0–*P*0 та сегмент *Q*0–*P*1;

– інтервал *QRS* (J–Q0):

$$|t'_{(J-Q0)}| = (J_0^2 + J - Q_0^2) = ((x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2)\,. \tag{23}$$

Наступним етапом встановлення діагнозу є контурний аналіз ЕКГ. Для цього всі необхідні параметри розділили на три групи, залежно від порядку особливостей визначення їх відхилення від еталонних значень. Отже для параметрів, що характеризуються математичним відхиленням від норми Δ, користуємося виразом відхилення від деякої величини:

$$\left|\Delta\right| = H_{et} - H_{roz}\,, \tag{24}$$

де H_{et} – еталонне значення характеристики; H_{roz} – розраховане значення характеристики.

Параметри, які оцінюються відсотковим співвідношенням, найбільш доцільнішою буде така математична формула:

$$U\% = \frac{H_{ROZ} - H_{et}}{H_{et}} \times 100\%\,, \tag{25}$$

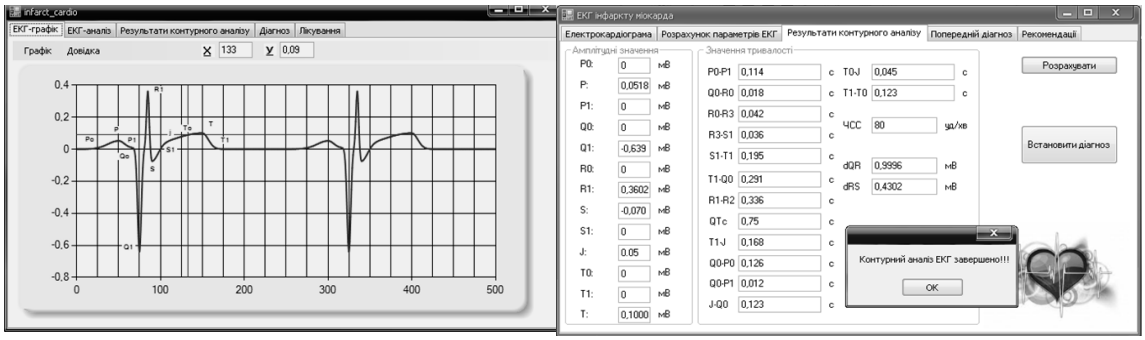
де U % – відсоткове співвідношення параметра та еталонного значення; H_{ROZ} – поточне (досліджуване) значення параметра ЕКГ; H_{et} – еталонне значення параметра ЕКГ.

Для встановлення діагнозу необхідно визначити належність кожної розрахованої характеристики на тому проміжку значень, що характеризує окремий вид інфаркту. Таке порівняння можна записати таким математичним співвідношенням:

$$\forall \Delta \in \left[\Delta_{min}; \Delta_{max}\right], \tau = 1\,, \tag{26}$$

де Δ – відхилення параметра ЕКГ від норми; Δ_{min} – мінімальне значення відповідного відхилення; Δ_{max} – максимальне значення відповідного відхилення; τ – поняття інфаркту; 1 – лінгвістична оцінка, що відповідає окремому фізичному змісту інфаркту.

За результатами проведених досліджень було розроблено програмний комплекс "Cardio" із використанням засобів ICP Visual Studio (рис. 3).



а) *б)*

Рис. 3. Екранні форми програмного комплексу:
а) вікно генерації ЕКГ для досліджень; б) вікно визначення параметрів ЕКГ пацієнта

Результати роботи системи можуть виводитися у вигляді відеограм (в текстовому або графічному режимі) та у вигляді машинограм (друковані звіти).

Висновки. Проведені дослідження дозволили здійснити проектування та реалізацію програмного комплексу СППР діагностування інфаркту міокарда. Застосування цієї системи у лікувальних закладах дозволить прискорити процес прийняття рішень при діагностуванні серцевих захворювань, підвищити достовірність та точність результату. Предметом подальших досліджень є розширення можливостей СППР для діагностування інших видів серцевих захворювань.

Список використаної літератури:

1. *Головач И.В.* Расшифровка электрокардиограммы / *И.В. Головач* [Електронный ресурс]. – Режим доступу : http://masters.donntu.edu.ua/kita/golovach/ index.htm.
2. *Мазуров В.В.* Разработка компьютерной системы диагностики заболеваний легких и сердца / *В.В. Мазуров* [Електронный ресурс]. – Режим доступу : http://masters.donntu.edu.ua/2004/kita/mazurov/diss/index.htm.
3. *Піскун І.В.* Разработка компьютерной подсистемы диагностики электрической активности сердца для выявления блокад ножек пучка Гиса / *І.В. Піскун* [Електронный ресурс]. – Режим доступу : http://www.masters.donntu.edu.ua/2005/ kita/piskun/diss/index.htm#Выявление_пиков.
4. *Абрамов М.В.* Апроксимации экспонентами временного кардиологического ряда на основе ЕКГ / *М.В. Абрамов* [Електронный ресурс]. – Режим доступу : https://e.mail.ru/cgi-bin/ajax_attach_action?id=13230247770000000337&_av=0.
5. *Мурашко В.В.* Электрокардиография : учебн. пособ. / *В.В. Мурашко, А.В. Струнский*. – 8-ое изд. – М. : МЕДпресс-информ, 2007. – 320 с.

МИХНЮК Тетяна Олегівна – студентка факультету інформаційних та телекомунікаційних систем Житомирського військового інституту ім. С.П. Корольова Національного авіаційного університету.

Наукові інтереси:

– моделювання систем;

– системи підтримки прийняття рішень.

МОЛОДЕЦЬКА Катерина Валеріївна – кандидат технічних наук, доцент кафедри комп'ютеризованих систем та моделювання Житомирського військового інституту ім. С.П. Корольова Національного авіаційного університету.

Наукові інтереси:

– моделювання складних динамічних систем;

– диференціальні перетворення.

СУГОНЯК Інна Іванівна – кандидат технічних наук, доцент кафедри програмного забезпечення та обчислювальної техніки Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

– системний аналіз та моделювання;

– інформаційні системи.

Стаття надійшла до редакції 09.10.2012