

Вінницький національний технічний університет
(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет інформаційних електронних систем
(повне найменування інституту, назва факультету (відділення))

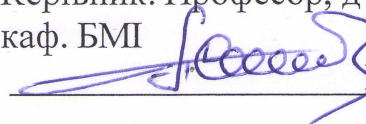
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
(повна назва кафедри (предметної, циклової комісії))

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
на тему:
**«Експертна біомедична система для оцінювання стану
коронарних судин серця»**

Виконав: студент 2-го курсу, групи БМІ-22м
спеціальності 163 – Біомедична інженерія
(шифр і назва напрямку підготовки, спеціальності)


Метла Д.О.
(прізвище та ініціали)

Керівник: Професор, д-р техн. наук, проф.
каф. БМІ


Павлов С.В.
(прізвище та ініціали)

« ____ » _____ 2023 р.

Опонент: д.т.н., проф., зав.каф. ІРТС


Осадчук О.В.
(прізвище та ініціали)

« ____ » _____ 2023 р.

Допущено до захисту


Завідувач кафедри БМІ

к.т.н., доц. Коваль Л.Г.
(прізвище та ініціали)

« ____ » _____ 2023 р.

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Рівень вищої освіти II-й (магістерський)
Галузь знань – хімічна та біоінженерія
Спеціальність – 163 Біомедична інженерія
Освітньо-професійна програма – Біомедична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ

**Завідувач кафедри д.т.н., про
Коваль Л.Г.**

 18.09.
2023 року

ЗАВДАННЯ НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Метла Денис Олегович

(прізвище, ім'я, по батькові)

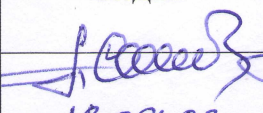
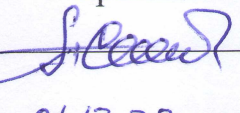

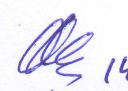
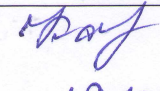
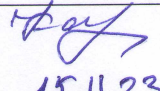
1. Тема роботи Експертна біомедична система для оцінювання стану коронарних судин серця.
2. Керівник роботи Павлов Сергій Володимирович
затверджені наказом вищого навчального закладу від "18" 09 2023 року № 247
3. Строк подання студентом роботи 1 грудня 2023 року
4. Вихідні дані до роботи
 1. Холтер ПОЛІ-СПЕКТР +
 2. Система повинна мати такі технічні параметри:
 - Амплітуда вхідного сигналу, мкВ 510000
 - Вхідний опір, МОм, не менше 5,0
 - Тривалість реєстрації, год, до 48
 - Потужність, Вт, не більше в режимі очікування в режимі реєстрації (0,006 - 0,035)
 - Час збереження даних у реєстраторі (без джерела) постійно
 - Вага реєстратора з елементом живлення, не більше 150 г
 - Характеристики зовнішніх впливів для режиму зберігання, експлуатації, перевезення пристрою.
5. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)
РОЗДІЛ 1. Аналіз методі та систем діагностування стану коронарних судин
РОЗДІЛ 2. Особливості розробки математичних моделей на основі нечітких множин.

РОЗДІЛ 3. Моделювання кровотоку в кровоносних судинах та розробка інформаційних моделей

РОЗДІЛ 4. Економічна частина

РОЗДІЛ 5. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	виконання прийняв
Основна частина	Павлов С.В. - д.т.н., професор кафедри БМІ	 18.09.23	 01.12.23
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Дембіцька С.В. – к.п.н., професор кафедри БЖ та ПБ	 19.10.23	 14.11.23
Економічна частина	Кавецький В.В. – к.е.н., доцент кафедри ЕПВМ	 19.10.23	 15.11.23

7. Дата видачі завдання 05.09 2023 року

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Розробка, погодження і затвердження ТЗ	До 15.10.2023	
2	Техніко-економічний аналіз завдання, економічного середовища, обґрунтування вихідних даних та оптимального варіанту розробки	20.10.2023	
3	Розв'язування основної задачі	10.11.2023	
4	Розробка заходів з охорони праці	15.11.2023	
5	Розрахунок техніко-економічних показників	20.11.2023	
6	Оформлення графічної частини та пояснювальної записки	30.11.2023	
7	Попередній захист	01.12.2023	

Студент


(підпис)

Метла Д.О.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи


(підпис)

Павлов С.В.

(прізвище та ініціали)

УДК 621.374.415

Метла Д.О. Магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 – біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, освітня програма – біомедична інженерія. Вінниця: ВНТУ, 2023. 90 с.

У магістерській кваліфікаційній роботі йде мова про експертну біомедичну систему для оцінювання стану коронарних судин серця, інформаційні технології для їх діагностування, адже серцево-судинні захворювання (ССЗ) та їх ускладнення займають лідируючі позиції у структурі смертності населення економічно розвинених країн.

Наведені методи візуалізації серця і діагностування його на основі 2D і 3D зображень. У роботі також змодельована модель кровотоку в кровоносних судинах та розроблено інформаційні моделі для діагностування стану коронарних судин.

ABSTRACT

UDC 621.374.415

Mietla D.O. Master's qualification thesis on specialty 163 - biomedical engineering and optical-electronic systems, educational program - biomedical engineering. Vinnytsia: VNTU, 2023. 90 p.

The master's thesis is about an expert biomedical system for assessing the state of the coronary vessels of the heart, information technologies for their diagnosis, because cardiovascular diseases (CVD) and their complications occupy leading positions in the mortality structure of the population of economically developed countries.

The methods of visualization of the heart and its diagnosis based on 2D and 3D images are given. The work also simulated a model of blood flow in blood vessels and developed information models for diagnosing the state of coronary vessels.

ЗМІСТ

ВСТУП	11
1. АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА СИСТЕМ ДІАГНОСТУВАННЯ СТАНУ КОРОНАРНИХ СУДИН	13
1.1 Методи візуалізації серця	13
1.1.1 Ехокардіографія.....	14
1.1.2 Радіонуклідні методи діагностики.....	15
1.1.3 Мультиспіральна комп'ютерна томографія	17
1.1.4 Магнітно резонансна томографія	21
1.1.5 Коронарна ангиографія.....	23
1.2 Інформаційні технології для діагностування стану коронарних судин	26
1.3 Медичні особливості діагностування стану коронарних судин	33
2. ОСОБЛИВОСТІ РОЗРОБКИ МАТЕМАТИЧНИХ МОДЕЛЕЙ НА ОСНОВІ НЕЧІТКИХ МНОЖИН	40
2.1 Особливості розробки математичних моделей на основі нечітких множин.....	40
2.2 Моделювання 2D і 3D зображень коронарних судин	42
2.3 Методи магнітокардіографії для діагностування стану серця на основі 2D і 3D зображень.....	45
3. МОДЕЛЮВАННЯ КРОВОТОКУ В КРОВОНОСНИХ СУДИНАХ ТА РОЗРОБКА ІНФОРМАЦІЙНИХ МОДЕЛЕЙ	64
3.1 Тривимірний модель кровотоку в коронарних судинах	64
3.2 Розробка інформаційних моделей для діагностування стану коронарних судин на основі “Фазелочек”	74

3.3	Обробка результатів ступеня стеноза коронарних артерій.....	90
4.	ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА.....	93
4.1	Оцінювання наукового ефекту	93
4.2	Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи	97
4.2.1	Витрати на оплату праці	97
4.2.2	Відрахування на соціальні заходи	100
4.2.3	Сировина та матеріали	100
4.2.4	Розрахунок витрат на комплектуючі	102
4.2.5	Специфікування для наукових (експериментальних) робіт	103
4.2.6	Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт	104
4.2.7	Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень	104
4.2.8	Паливо та енергія для науково-виробничих цілей.....	106
4.2.9	Службові відрядження	107
4.2.10	Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації	107
4.2.11	Інші витрати	108
4.2.12	Накладні (загальновиробничі) витрати	108
4.3	Оцінювання важливості та наукової значимості науково-дослідної роботи.....	109
5.	ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	111
5.1	Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи.....	112
5.1.1	Обладнання приміщення та робочого місця	112
5.1.2.	Електробезпека приміщення	114
5.2	Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії	115
5.2.1	Мікроклімат	115
5.2.2	Склад повітря робочої зони.....	116
5.2.3	Виробниче освітлення	117

5.2.4	Виробничий шум	118
5.2.5	Виробничі випромінювання.....	119
5.2.6	Психофізіологічні фактори	120
5.3	Безпека в надзвичайних ситуаціях	121
5.3.1	Шкідливий вплив іонізуючого випромінювання на організм людини	121
5.3.2	Розрахунок коефіцієнта протирадіаційного захисту приміщення першого поверху.....	122
ВИСНОВКИ		126
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ		128

ВСТУП

Серцево-судинні захворювання (ССЗ) та їх ускладнення займають лідируючі позиції у структурі смертності населення економічно розвинених країн. У нашій країні рівень загальної смертності від ССЗ у кілька разів перевищує аналогічні показники країн Західної Європи та США. Перше місце серед ССЗ посідає ішемічна хвороба серця (ІХС), діагностика якої за наявності вираженої клінічної симптоматики не викликає складнощів.

Проблеми візуалізації коронарних артерій зумовлені особливостями їх анатомічної будови: малим діаметром, швидким рухом протягом серцевого циклу, дихальною екскурсією грудної клітки. Раніше єдиним надійним методом візуалізації вінцевих артерій, виявлення та характеристики їх стенотичних уражень вважалася інвазивна рентгеноконтрастна коронарна ангіографія (КАГ)[3].

Актуальним є впровадження у практику неінвазивних методів ранньої діагностики стану коронарних артерій. Насамперед це мультиспіральна комп'ютерна томографія з внутрішньовенним контрастуванням (МСКТ-коронарографія).

Коронарні судини (вінцеві судини, лат. *corona* — вінець) — артерії з системи вінцевого кровообігу, які кровопостачають серцевий м'яз. Основними є ліва та права вінцеві артерії, які галузяться за своїм ходом. Ліва вінцева артерія (*arteria coronaria sinistra*) відходить від аорти над лівою заслінкою аортального клапана та кровопостачає ліву частину серця. Вона галузиться на дві артерії, а в деяких випадках між ними відходить третя, відома як серединна артерія. Права вінцева артерія (*arteria coronaria dextra*) відходить над правою заслінкою аортального клапана. Вона проходить донизу по правій вінцевій борозні до ніжки серця. У 45 % людської популяції наявна конусна артерія, яка забезпечує колатеральний кровообіг серця в разі закупорки лівої передньої низхідної артерії.

Серце (лат. *heart*) — внутрішній орган, серцевий м'яз, що забезпечує кровообіг. Поділений на чотири камери: два передсердя і два шлуночки. Ліве

передсердя одержує насичену киснем кров із легень. Звідти кров надходить до лівого шлуночка, який змушує кров через аорту та через артерії надходити до тканин тіла. Праве передсердя одержує кров після того, як вона пройшла через тканини і віддала велику кількість кисню. Тоді кров надходить до правого шлуночка, а потім — до легень, для насичення киснем. Є чотири основні клапани: лівий передсердно-шлуночковий (мітральний) клапан між лівим передсердям і лівим шлуночком; правий передсердно-шлуночковий (тристулковий) клапан між правим передсердям і правим шлуночком; клапан аорти в отворі аорти; легеневий клапан в отворі легеневого стовбура. У тканині самого серця кров тече в коронарних артеріях.

Коронарні артерії відходять від початкового розширеного відділу висхідної частини аорти. Ці артерії на зразок вінця оточують серце і тому називаються вінцевими артеріями.

Особливості коронарного кровотоку полягають у тому, що він збільшується пропорційно навантаженню на серце, залежить від фази серцевого циклу: зменшується в систолу та збільшується в діастолу. Найбільшим стимулом для К.с. є нестача кисню і внаслідок цього — утворення метаболітів із судинорозширювальною дією. Симпатична нервова система збільшує коронарний кровотік, а парасимпатична — викликає помірне розширення К.с[1].

РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА СИСТЕМ ДІАГНОСТУВАННЯ СТАНУ КОРОНАРНИХ СУДИН

1.1 Методи візуалізації серця

Висока чутливість та специфічність стрес-ехокардіографії щодо виявлення ішемії в області басейнів окремих коронарних артерій дозволяє рекомендувати комплексне використання методу у поєднанні з МСКТ-коронароангіографією для оцінки структурно-функціональних порушень коронарного русла у хворих на ІХС.

Незважаючи на інтенсивний розвиток методів діагностики, вдосконалення алгоритмів профілактики та лікування, ішемічна хвороба серця залишається провідною у структурі захворюваності та смертності у багатьох країнах світу.

Єдиним надійним методом візуалізації КА, оцінки виразності та протяжності коронарних стенозів з першого використання в 1959 р. і до цього часу вважається рентгеноконтрастна КАГ.

Водночас дедалі актуальнішим є впровадження в клінічну практику надійного неінвазивного способу ранньої діагностики атеросклерозу коронарних артерій. При цьому проблеми неінвазивної візуалізації КА пов'язані з особливостями їх анатомії, малим діаметром, безперервним та швидким рухом у період серцевого циклу, дихальної екскурсією легень та грудної клітки, що вимагає застосування методів, що володіють високим просторовим та тимчасовим дозволом.

У зв'язку з цим в останні роки з'являється все більше повідомлень про діагностичні можливості ультразвукових методів дослідження, магнітно-резонансної томографії (МРТ), мультиспіральної комп'ютерної томографії (МСКТ), однофотонної емісійної комп'ютерної томографії (ОФЕКТ) в оцінці стану серця та судин[2].

1.1.1 Ехокардіографія

ЕхоКГ (УЗД серця), що дозволяє здійснювати візуальну анатомічну та функціональну оцінку стану серця, зокрема, визначати зони інфаркту, ущільнення, оцінювати кінетику стінок та геометрію серця, а також функціонування клапанів. Висока чутливість та специфічність стрес-ехокардіографії щодо виявлення ішемії в області басейнів окремих коронарних артерій дозволяє рекомендувати комплексне використання методу у поєднанні з МСКТ-коронароангіографією для оцінки структурно-функціональних порушень коронарного русла у хворих на ІХС.

Найбезпечнішим із методів є ЕхоКГ. Як найбільш інформативний метод розглядається ехокардіографія, проведена в навантажувальному режимі - стрес-ЕхоКГ. Метод перевершує за чутливістю традиційні методи дослідження та часто дозволяє поставити діагноз у тих випадках, коли при використанні звичайної велоергометрії, ЕКГ та інших методів ознаки патології не виявляються.

Основними перевагами стрес-ЕхоКГ є:

- Можливість отримання множинних перерізів серця;
- візуалізація кожного сегмента лівого шлуночка серця;
- можливість оцінки результатів дослідження у реальному масштабі часу;
- Висока просторова роздільна здатність зображень;
- широкий спектр показників оцінки регіональної та глобальної скорочувальної функції серця;
- мобільність (портативність) сучасних ультразвукових апаратів;
- неінвазивність та безпека дослідження;
- Хороша переносимість дослідження пацієнтами;
- Відсутність впливу іонізуючого випромінювання на організм, можливість багаторазового використання методу в одного пацієнта;
- Відносно невисока вартість.

Недоліками ехокардіографії є:

- обмеження у виконанні дослідження у пацієнтів із поганою якістю візуалізації структур серця;

- високий ступінь впливу суб'єктивних факторів на результат, у тому числі якості апаратури та кваліфікації спеціалістів.

1.1.2 Радіонуклідні методи діагностики

Радіонуклідна діагностика - метод візуалізації, тобто одержання зображень органів і систем, за допомогою введення пацієнтові спеціальних діагностичних препаратів, мічених радіонуклідами. Радіонуклідна діагностика (міжнародна назва "ядерна медицина") - це сучасна науко- і техноємна медична спеціальність, пов'язана з використанням відкритих радіонуклідних (радіоізотопних) препаратів для діагностичних і лікувальних цілей.

Радіонуклідна візуалізація використовує спеціальний детектор (гамма-камеру) для створення зображення після введення радіоактивного матеріалу. Цей тест проводиться для оцінки:

- Порушення роботи клапанів серця;
- Кардіоміопатія;
- Вроджені вади серця;
- Ішемічна хвороба серця (ІХС);
- Інші серцеві розлади.

Радіонуклідна візуалізація може наражати пацієнтів на таку ж кількість радіації, як і комп'ютерна томографія (КТ). Однак, оскільки радіоактивний матеріал утримується в організмі пацієнта ненадовго, складні радіаційні сигнали (наприклад, в аеропортах) можуть ініціювати пацієнт протягом кількох днів після такого тестування.

Рідко використовуються планарні методи, які створюють двовимірне зображення. ОФЕКТ, який використовує обертову систему камери та томографічну реконструкцію для отримання тривимірного зображення, більш поширений у Сполучених Штатах. За допомогою багатоголовкових систем ОФЕКТ візуалізацію часто можна завершити за ≤ 10 хвилин. Візуальне порівняння напружених і відкладених зображень може бути доповнено кількісним відображенням (рис.1.1).

За допомогою ОФЕКТ можна визначити наступне:

- Нижні та задні аномалії;
- Невеликі ділянки інфаркту;
- Судини, відповідальні за інфаркт.

Масу інфаркту та життєздатного міокарда можна визначити кількісно, допомагаючи визначити прогноз.

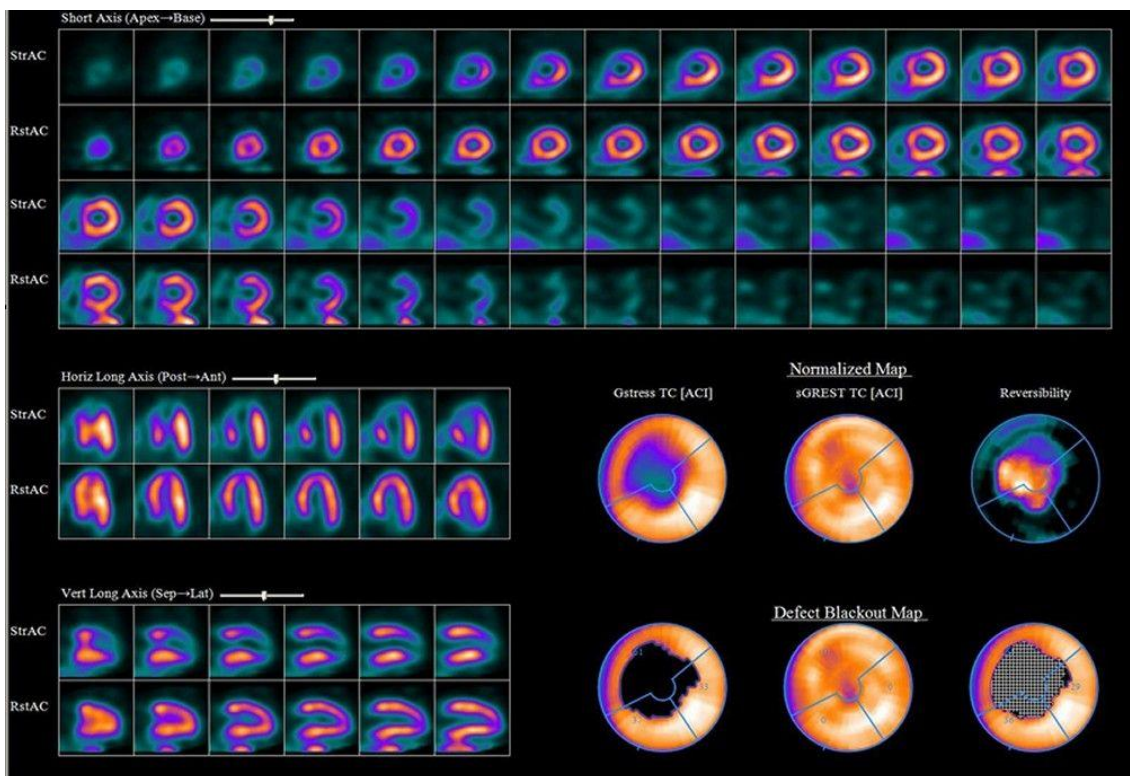


Рисунок 1.1 - ОФЕКТ при недавно виниклій стенокардії

Зображення стресу та спокою за допомогою однофотонної емісійної комп'ютерної томографії (SPECT) 52-річного чоловіка з недавно виниклою стенокардією. Зображення, отримані під час стресу, показують велику область ішемії на території, що живиться лівою передньою низхідною (LAD) артерією, яка відсутня в спокої. Ангіографія підтвердила оклюзію від 95 до 99%, що включає біфуркацію LAD на першій діагональній гілці[5].

Неухильне зростання кількості хворих із діагностованою хронічною серцевою недостатністю визначає важливість вивчення у таких пацієнтів функції нирок для комплексного аналізу частоти та механізмів кардіоренального континууму. Радіонуклідні методи діагностики дають можливість отримати

різнобічну інформацію про функціональний стан серцево-судинної. Радіонуклідні методи дослідження використовували для проспективної оцінки стану серцево-легеневої гемодинаміки та функціональної активності нирок у хворих на ІХС після перенесеної раніше реваскуляризації міокарда. Автори обстежили загалом двадцять дев'ять пацієнтів із ішемічною хворобою серця (ІХС) (середній вік $51,97 \pm 1,32$ року) із розвиненою недостатністю кровообігу II-III функціонального класу NYHA. Усім пацієнтам до та після аортокоронарного шунтування (АКШ) проводили радіокардіопульмонографію (РКПГ) з ^{99m}Tc -пертехнетатом та динамічну радіонуклідну реносцинтиграфію з ^{99m}Tc -ДТРА. Через $13,0 \pm 0,4$ міс після оперативного лікування обстежено 14 пацієнтів. До проведення АКШ показники серцево-легеневої гемодинаміки в обстежених хворих мали суттєві відхилення від норми внаслідок зниження насосної функції серця. До хірургічного лікування у 83% пацієнтів було виявлено різного ступеня зниження швидкості клубочкової фільтрації.

Відновлення коронарного кровотоку на ранніх термінах після АКШ разом із покращенням перфузії в обстежених хворих супроводжувалося позитивною зміною ряду показників серцево-легеневої гемодинаміки. Через рік після прямої реваскуляризації міокарда у пацієнтів з недостатністю кровообігу встановлено певний зв'язок між порушеннями показників центральної гемодинаміки та розвитком порушення функції нирок. Тому при спостереженні за хворими з недостатністю кровообігу з метою своєчасного виявлення та корекції кардіоренального синдрому необхідно застосовувати радіонуклідні методи діагностики.

1.1.3 Мультиспіральна комп'ютерна томографія

Мультиспіральна томографія серця – метод, що також дозволяє отримати зображення великих коронарних артерій. Перед виконанням КТ-ангіографії в ліктьову вену вводиться неіонна низькоосмолярна контрастна речовина. Середня частота серцевих скорочень (ЧСС) та стабільний синусовий ритм дозволяють отримувати хороші зображення коронарного русла з деталізацією

атеросклеротичних бляшок. Застосування МСКТ дозволяє отримати хорошу візуалізацію аортального клапана з визначенням його функції.

Мультиспіральна комп'ютерна томографія є високоефективним методом діагностики структурного стану коронарних судин у хворих на ішемічну хворобу серця. Діагностична ефективність методу МСКТ-коронароангіографії досить висока щодо виявлення стенозів коронарних судин різної виразності.

Метод може бути використаний під час обстеження пацієнтів, яким виконується аортокоронарне шунтування, хоча після встановлення стентів його застосування дещо обмежене. Пацієнтам з обмеженням функції нирок та гіперфункцією щитовидної залози КТ-ангіографія не рекомендується внаслідок необхідності прийому йодовмісної контрастної речовини

В даний час МСКТ-коронарографія є найбільш перспективним для діагностики серцево-судинних захворювань, він ширше застосовується в кардіологічній практиці.

Завдяки високим показникам чутливості та прогностичної цінності негативного результату, МСКТ-коронарографія надійна у виявленні виражених гемодинамічно значущих стенозів і все ширше застосовується в рамках попереднього обстеження пацієнтів при вирішенні питання необхідності виконання реваскуляризуючих втручань.

Абсолютною перевагою МРТ перед іншими методами дослідження серця є можливість з високим просторовим дозволом виявляти зони ушкодження серцевого м'яза за допомогою парамагнітного контрастування та візуалізації накопичення контрастного препарату або в T1 зваженому спин-луна режимі або за допомогою використання протоколів. «Інверсія-відновлення» з підбором часу інверсії для придушення інтенсивності сигналу зображення здорового міокарда та посилення сигналу від пошкодженого. Останній метод найбільш ефективний у дослідженнях ураження міокарда шлуночків, але не передсердь.

Магнітно-резонансну томографію серця з контрастним посиленням можна вважати методом вибору для візуалізації структурних змін міокарда, оскільки механізм накопичення контрастного препарату безпосередньо пов'язаний із

патологічними процесами у серцевому м'язі.

На думку ряду авторів, в даний час МСКТ є найбільш пріоритетним методом діагностики ІХС. Останнім часом МСКТ серця дедалі ширше застосовується у кардіологічній практиці, у своїй з'являється все більше повідомлень про вивчення можливостей методу вітчизняними фахівцями.

До переваг КТ головного мозку відносять:

- КТ проводиться швидше ніж магнітно-резонансна томографія (МРТ), що у свою чергу робить цей метод обстеження методом вибору при травмі та інших невідкладних станах таких як, інсульт, внутрішньо мозкова гематома, тобто ті стани при яких потрібно провести обстеження негайно, тому що пацієнти не мають часу 30 хв лежати;
- КТ може бути отримана при менших затратах часу та коштів чим МРТ і її достатньо для виключення багатьох гострих неврологічних розладів;
- КТ менш чутливий метод до рухів пацієнта під час дослідження так як сканування може бути виконане швидше в порівнянні з МРТ;
- КТ легше виконати у пацієнтів з клаустрофобією або дуже пишних пацієнтів;
- КТ забезпечує ліпшу візуалізацію кісткових структур таких як, кортикальний шар і губчаста речовина;
- КТ дозволяє більш точно візуалізувати кальцинати і металічні сторонні тіла. Наступна перевага те, що КТ може бути виконане без ризику для пацієнта у якого є присутні імплантовані медичні прилади такі як, наприклад кардіостимулятор.

До недоліків КТ відносять:

- Великий вплив іонізуючого випромінювання на організм пацієнта;
- Неточна діагностика початкових стадій раку;
- Заборона на проходження дослідження більше 2 разів на рік;
- Неможливість обстежитися під час вагітності.

Незважаючи на перспективні результати, що свідчать про високу ефективність МСКТ при діагностиці коронарної недостатності, є низка проблем,

які певною мірою обмежують діагностичну ефективність даного методу. Артефакти (пов'язані з рухом та вираженою кальцифікацією) є одним із обмежувальних факторів незважаючи на те, що при виконанні МСКТ на томографах останніх моделей (понад 64 зрізи) вони мало спостерігаються. Серцеві скорочення також ускладнюють візуалізацію серця, а тимчасовий дозвіл МСКТ поки що поступається у інвазивної коронарографії[2].

Для візуалізації коронарних артерій за допомогою методики МСКТ потрібні висока просторова і тимчасова роздільна здатність, хороша низькоконтрастна роздільна здатність, внутрішньосудинне контрастування і малий час сканування. Артефакти зображень, зазвичай, пов'язані з обмеженнями тимчасового дозволу, шумами чи алгоритмами реконструкції. У більшості випадків артефакти являють собою розмиття зображення, смуги, ефект часткового об'єму та артефакти руху.

МСКТ зазвичай проводиться як спірального сканування протягом серцевого циклу. На якість реконструйованого зображення впливає безліч параметрів. Реконструкція зображення, як правило, проводиться зі зрізів товщиною 0.5-0.6 мм, з 50% перекриттям між зображеннями та піксельною матрицею 512×512. Більш тонкі зрізи покращують якість реконструйованого 3D-зображення, проте це супроводжується збільшенням кількості шумів на зображенні, що може обмежувати діагностичну ефективність МСКТ у пацієнтів з ІМТ понад 30 кг/м².

Визначення точної ролі МСКТ у пацієнтів різних груп ризику є клінічно значущим, оскільки необгрунтоване призначення МСКТ призведе до надмірного променевого навантаження на пацієнта. Крім того, результати дослідження можуть бути основою для прийняття рішення про подальшу діагностику. При обстеженні пацієнтів без клінічних проявів патології, але з позитивними результатами стрес-тестування проведення МСКТ перед інвазивною ангіографією є економічно виправданим підходом.

Таким чином, призначення дослідження для безсимптомних пацієнтів дає змогу уникнути непотрібної інвазивної процедури. Водночас, деякі дослідники вважають, що клінічна цінність МСКТ обмежена при обстеженні пацієнтів з характерними симптомами, оскільки значна частина цих пацієнтів спрямовується

на інвазивну коронарографію навіть при негативному результаті МСКТ. Це свідчить про необхідність подальшої оцінки можливостей застосування даного методу у діагностиці уражень коронарного русла, у тому числі, при комплексному його використанні з іншими методами дослідження[2].

Порівнюючи можливості коронарної ангіографії та МСКТ, слід зазначити, що застосування МСКТ дає можливість отримання додаткових характеристик атеросклеротичної бляшки, дозволяючи виявляти м'які бляшки, ступінь кальцинозу та інші характеристики.

Застосування методу дозволяє оцінити систолічну функцію серця (за показниками діастолічного та систолічного обсягів лівого та правого шлуночка проводиться точний підрахунок фракції викиду), виявляє зони дискінезії міокарда лівого шлуночка (при побудові 4-мірного об'ємного зображення) з додатковою оцінкою анатомії серця та судин.

1.1.4 Магнітно резонансна томографія

Магнітно-резонансна томографія (скорочено МРТ) – це метод медичної візуалізації, який використовує магнітне поле і генеруються комп'ютером радіохвилі. Вони використовуються для створення якісних, детальних зображень органів і тканин тіла. Прикладена магнітне поле зазвичай становить від 0,5 до 3,0 Тесла.

Нині зростає кількість досліджень серця з допомогою методу магнітно-резонансної томографії. МРТ серця є неінвазивним методом, який дозволяє оцінити функцію, перфузію і характеристику тканин, при цьому є високо відтворюваним. До того ж контрастні парамагнітні агенти відіграють ключову роль в даному методі.

МРТ займає одне з важливих місць у діагностиці пацієнтів із серцево-судинними захворюваннями. Найбільш широко для оцінки міокарда за допомогою МР-томографії використовується методика з відстроченим контрастуванням парамагнітними контрастними препаратами на основі хелатів гадолінію.

МРТ дозволяє визначати ішемічну зону ризику після оклюзії коронарної артерії. На T2-зважених зображеннях («чорна кров») ця область має високо інтенсивний сигнал, а після контрастування – не посилено контрастом, чим відрізняється від інфарктної зони.

МРТ з контрастуванням є вкрай корисним методом для виявлення ділянок мікросудинної обструкції, що візуалізується в субендокардіальній ділянці, з низькою інтенсивністю сигналу на тлі контрастного посилення. Виявлення мікросудинних обструкцій має важливе прогностичне значення, т.к. має кореляцію з розвитком побічних ефектів, таких як серцева недостатність, аритмії та ін.

Тепер ми розглянемо всі переваги МРТ:

- МРТ при отриманні своїх зображень не використовує іонізуюче опромінення і тому МРТ більш рекомендований метод для дітей, вагітних і пацієнтам які потребують багаторазового обстеження;
- МРТ має значно більшу мякотканинну контрастність, детально відображає анатомію і є більш чутливим і специфічним методом діагностики патології в мозку. На МРТ ми можемо більш чітко побачити білу і сіру речовину головного мозку базальні ядра, шлуночки, що на КТ візуалізувати доволі складно;
- Ще однією перевагою МРТ є те, що сканування може бути виконане в будь якій площині без переміщення пацієнта;
- Контрастні речовини, які використовуються при МРТ мають менший ризик виникнення алергічних реакцій ніж йодовмісні контрастні речовини, які використовуються при КТ;
- МРТ дозволяє оцінити структури, які важко візуалізувати із за артефактів на КТ.
- У свою чергу до недоліків МРТ відносять:
 - Тривалий часовий період проведення процедури(більше 30 хвилин);
 - Відсутність достовірної діагностики кісткової системи;
 - Не доступність дослідження для пацієнтів з металічними конструкціями в

- організмі;
– Високу вартість.

1.1.5 Коронарографія

Коронарографія (коронарна ангіографія) — це дослідження судин серця за допомогою рентгену. Вона дозволяє побачити розташування коронарних артерій та виявити звужені чи перекриті судини. Коронарографія також допоможе лікарю визначити, яке лікування дасть найкращий результат у вашому випадку.

Коронарографія залишається «золотим стандартом» в діагностиці ішемічної хвороби серця(ІХС), так як на сьогоднішній день - це єдиний із існуючих методів дослідження, що дозволяє визначити точні деталі анатомічної будови всього коронарного русла. Коронарографія діагностує наявність або відсутність звуження коронарних судин, допомагає вибрати спосіб лікування та визначити прогноз у хворих з симптомами та ознаками ІХС. Коронарографія – це найбільш точний та достовірний метод діагностики ішемічної хвороби серця.

Під час коронарографії в артерії серця вводиться спеціальна речовина (контраст), завдяки якій судини чітко видно на знімку(рисунок 1.2).



Рисунок 1.2 – Знімок коронарних артерій

Коронарна ангиографія (КАГ), що є «золотим стандартом» діагностики ІХС. За допомогою довгого зонда, введеного в стегнову артерію, судини серця вводять контрастну речовину, після чого робиться рентгенівський знімок. Дозволяє чітко візуалізувати місцезнаходження бляшок та ступінь звуження просвіту артерії, визначити необхідність хірургічного лікування.

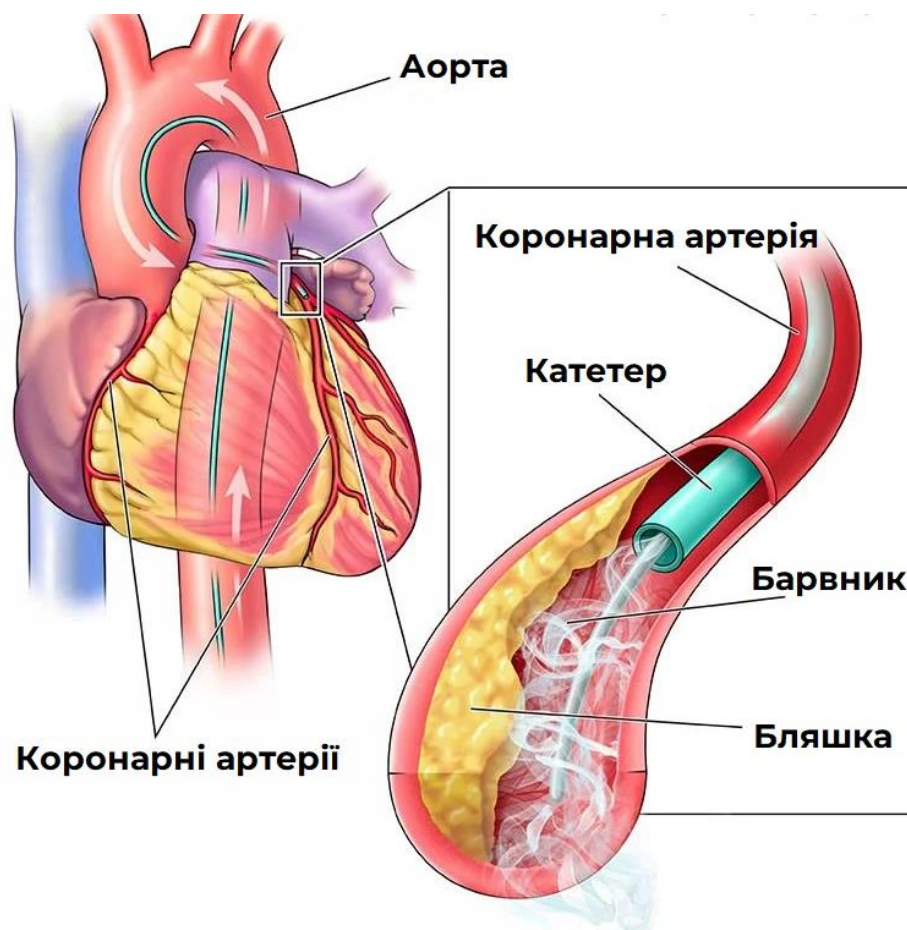


Рисунок 1.3 – Коронарографія

У всіх випадках КАГ виконували за методикою М. Judkins, на базі відділення рентгенохірургічних (рентгенендоваскулярних) методів діагностики та лікування РНЦХ ім. акад. Б.В. Петровського. Дослідження проводили на апараті Allura XPER FD10 (Phillips, Нідерланди). Зображення коронарних артерій зберігали на компакт-дисках (CD-R) у цифровому форматі DICOM-3 у різних проекціях з обов'язковою реєстрацією області стенозу у двох ортогональних проекціях для лівої та правої коронарної артерії – 2-4-х проекціях. Ін'єкцію контрастної речовини в загальній кількості 50-70 мл робили вручну зі швидкістю 2 - 3 мл/с.

Швидкість реєстрації становила 25 кадрів за секунду. Всі коронарограми

були проаналізовані за допомогою комп'ютерної станції з використанням стандартного програмного забезпечення ангиографічного апарату Allura Xper FD10 трьома досвідченими фахівцями незалежно один від одного. Для калібрування використовували діаметр катетера з відривом 2-3 див від його кінчика. Кількісний аналіз стенозів проводили механічним способом. Для обробки вибирали кінцево-діастолічний кадр, винятком було нашарування судин. Оцінку локалізації та ступеня стенозування коронарного русла проводили аналогічно такої при використанні методу МСКТ-коронарографії.

Переваги та недоліки вищеописаних методів при їх використанні у діагностиці ІХС представлені у таблиці 1.1.

Метод	Переваги	Недоліки
МСКТ, - ангіографія	Швидке отримання інформації, хороша візуалізація атеросклеротичних поразок, візуалізація прилеглих анатомічних структур	Обмежене застосування після стентування, променеве навантаження, необхідність введення контрастної речовини
МРТ, МР- ангіографія	Хороша візуалізація анатомії та функції серця. Можлива візуалізація рубців після інфаркту	Необхідність наявності спеціального обладнання, програмного забезпечення, недостатня якість
ЕхоКГ з навантаженн ям	Швидке проведення структурно-функціонального аналізу серцевого м'яза, мобільність та неінвазивність методики	Неможливість досягнення пацієнтом субмаксимального навантаження, субоптимальна ехолокація

Таблиця 1.1 - Переваги та недоліки окремих методів неінвазивної та малоінвазивної діагностики ІХС

Метод дослідження	Чутливість, %	Специфічність, %	Точність, %
МСКТ-коронарографія	97	95	98
МРТ-ангіографія	83	85	92

Таблиця 1.2 - Показники чутливості, специфічності та точності, отримані різними методами, при діагностиці коронарної хвороби серця

Отже, кожен з цих методів дослідження має свої переваги і недоліки. Саме тому підбір методу дослідження завжди здійснюється з урахуванням клінічної ситуації в кожній людині індивідуально. Ні в якому разі не потрібно самостійно вибирати між КТ чи МРТ, це повинен робити кваліфікований спеціаліст в умовах медичного закладу.

1.2 Інформаційні технології для діагностування стану коронарних судин

Променеві методи візуалізації серця. Основна мета медичної діагностики - точне розпізнавання виду патології, стадії та тяжкості захворювання, на якому базується визначення правильної тактики лікування. Призначаючи необґрунтовано велику кількість діагностичних тестів, лікар часто ускладнює, подовжує та подорожчає процес діагностики, при цьому не підвищуючи його точності. Знання меж і можливостей діагностичних методів особливо важливо тоді, коли вони застосовуються для визначення ефективності того чи іншого способу лікування, а також прогнозу перебігу захворювання. Візуалізуючі методи дослідження відіграють ключову роль у діагностиці та контролі ефективності лікування ССЗ. Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (ОФЕКТ), позитронна емісійна томографія (ПЕТ), магнітно-резонансна томографія та

багатошарова комп'ютерна томографія (МСКТ), ультразвукове дослідження серця (ЕхоКГ) знайшли широке клінічне застосування в діагностиці структурно-анатомічних і захворювань, ставши важливою ланкою в діагностиці та визначенні тактики ведення пацієнтів даної категорії.

Це з тим, що ці методи дозволяють вирішувати ряд клінічних завдань: оцінка життєздатності міокарда, виявлення фіброзних змін, локалізація рубцевих зон і минулої ішемії. Показання до застосування того чи іншого методу в конкретних діагностичних цілях нерідко перетинаються, але незважаючи на це кожен із цих методів має свої базові принципи отримання зображень і для кожного властиві певні переваги та недоліки. Внаслідок цього отримані результати відображають різні аспекти функціонального та структурно-анатомічного стану міокарда.

Найважливіше місце серед діагностичних методів займають різні варіанти функціональних проб, які за механізмом дії або збільшують скоротливість (добутамін), або перерозподіляють коронарний кровотік, викликаючи синдром міжкоронарного обкрадання (аденозин, дипіридамола).

Нижче наведено основні можливості методів променевої діагностики, що дозволяють оцінювати стан міокарда.

Ехокардіографія. Ехокардіографія у зв'язку з найбільшою поширеністю, високою діагностичною точністю, безпекою, а також відносно низькою вартістю є одним із найдоступніших методів діагностики. Метод дозволяє отримувати досить повну інформацію про анатомію серця, скоротливість міокарда та стан клапанного апарату.

Стрес-ЕхоКГ дозволяє неінвазивно виявляти ішемію міокарда, деталізувати басейн стенозованої коронарної артерії, оцінювати функціональну значущість ураження коронарного русла. Принцип, що лежить в основі методу, полягає в тому, що ішемія міокарда супроводжується порушенням скорочувальної функції лівого шлуночка. Ця ознака дозволяє використовувати ЕхоКГ з навантаженням для верифікації життєздатного міокарда: нежиттєздатний міокард не покращує загальну скоротливість ЛШ.

Стрес-ЕхоКГ є методом вибору діагностики життєздатного міокарда. Це

пов'язано, перш за все, з відсутністю впливу іонізуючого випромінювання, можливістю отримання множинних перерізів серця, візуалізації кожного сегмента лівого шлуночка, оцінка результатів дослідження в реальному масштабі часу з гарним просторовим дозволом.

У той же час, не можна не відзначити і низку недоліків стрес-ЕхоКГ. До них належать проблеми візуалізації, які можуть виникати при трансторакальному ультразвуковому дослідженні серця (пацієнти з емфіземою легень, ожирінням), обмеження дослідження у пацієнтів із низькою якістю візуалізації структур серця (5-10%); суб'єктивний фактор при обробці результатів, низька міжоператорська відтворюваність; висока вартість та тривалий період підготовки кваліфікованого фахівця.

Радіонуклідні методи діагностики. Радіонуклідні методи дослідження відрізняються від інших способів променевої діагностики своєю функціональністю. Не володіючи настільки високою просторовою роздільною здатністю, як зображення, одержувані за допомогою рентгенівської або магнітно-резонансної томографії, сцинтиграми здатні відображати фізіологічні та патофізіологічні зміни, що відбуваються в організмі.

Найбільш поширеним методом радіонуклідної діагностики серця є перфузійна сцинтиграфія міокарда. Виконання цієї методики з використанням ЕКГ-синхронізації дозволяє виявляти не тільки перфузійні порушення, але також оцінювати ділянки диссинхронії. Для оцінки гемодинаміки шлуночків серця використовується метод радіонуклідної рівноважної томовентрикулографії. Ця методика з діагностичної точності та інформативності порівнянна з магнітно-резонансною томографією серця.

Сцинтиграфія міокарда з міченими ^{123}I жирними кислотами. Жирні кислоти (ЖК) є основним джерелом енергії для нормально функціонує фізіологічно міокарда. Радіофармацевтичні препарати з РК, мічені радіоактивним йодом, на сьогоднішній день є засобом вибору для сцинтиграфічної оцінки енергетичного метаболізму міокарда.

Найбільшого поширення на даний момент набув радіофармацевтичний

препарат 123-I-15-(п-йодфеніл)-3-R,S метилпентадеканова кислота (^{123}I -ФМПДК). Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія міокарда з цим радіофармпрепаратом дозволяє оцінити кінетику жирних кислот у серцевому м'язі без застосування дорогої позитронно-емісійної томографії (ПЕТ). Перші дослідження серця з ^{123}I -ФМПДК було виконано наприкінці 80-х років. В експериментальному дослідженні Т. Nishimura було виконано порівняння результатів перфузійної сцинтиграфії міокарда з ^{201}Tl та ^{123}I -ФМПДК у собак. Виявилось, що після 6-годинної оклюзії коронарної артерій у всіх лабораторних тварин зони дефектів перфузії відповідали областям порушення метаболізму, це дозволило зробити висновок про відсутність життєздатних кардіоміоцитів у цих ділянках міокарда. У той же час у тварин, які зазнали 3-годинної коронарної оклюзії, у 80% випадків відзначалося перевищення акумуляції ^{123}I -ФМПДК над накопиченням ^{201}Tl , що свідчило про наявність життєздатних кардіоміоцитів у ішемізованій зоні.

Основним недоліком методу ОФЕКТ з ^{123}I -ФМПДК є неоптимальні радіологічні характеристики ^{123}I . Основні енергетичні лінії даного ізотопу в гамма-спектрі становлять 159 кеВ (вихід 83%) та 529 кеВ (1,05%), що може значно знижувати якість сцинтиграфічних зображень.

Перфузійна сцинтиграфія міокарда. Для оцінки перфузії та життєздатності міокарда широко використовується однофотонна емісійна комп'ютерна томографія з ізотопами талію та технецію. Найбільшого поширення на сьогоднішній день набули радіофармацевтичні препарати комплексів тетрофосміну та метоксиізобутілзонітрилу (МІБІ). Внутрішньосерцева кінетика $^{99\text{mTc}}$ -МІБІ залежить від інтенсивності коронарного кровотоку, що дозволяє використовувати цей метод для діагностики ІХС. Також необхідно зазначити, що накопичення даного радіофармпрепарату в кардіоміоцитах визначається цілісністю та функціональною активністю мітохондріальної мембрани, а отже є непрямим показником життєздатності клітин.

Позитронно-емісійна томографія. Для оцінки життєздатності міокарда використовується позитронно-емісійна томографія з ^{18}F -дезоксиглюкозою (^{18}F -

ФДГ). Цей метод вважається «золотим» стандартним для оцінки життєздатного міокарда. Одноізотопний спосіб ПЕТ-дослідження не дозволяє диференціювати області життєздатного міокарда від його ділянок, частково пошкоджених внаслідок субендокардіального інфаркту. Більш інформативним є спосіб поєданого дослідження перфузії та метаболізму міокарда. У цьому випадку є можливість визначити зони узгодженого зниження накопичення обох радіофармпрепаратів, що є сцинтиграфічною ознакою рубцевих змін, та зони перфузійно-метаболічної невідповідності, які характерні для наявності життєздатного міокарда.

У клінічному дослідженні Von Dahl J. (1996 р.) пацієнти з ішемічною хворобою серця та спрямовані на операцію коронарного шунтування були обстежені за допомогою ПЕТ з ^{13}N -амонієм та ^{18}F -ФДГ. Надалі сегменти міокарда були класифіковані так: нормальні; нежиттєздатні – з наявністю виражених сцинтиграфічних ознак зниження перфузії та метаболізму; життєздатні – з помірним зниженням накопичення як ^{13}N -амонію, так і ^{18}F -ФДГ (без перфузійно-метаболічної невідповідності); життєздатні, але ішемізовані – за наявності невідповідності перфузії та метаболізму. Також усім пацієнтам проводили радіоізотопну вентрикулографію до та через 13 тижнів після реваскуляризації для оцінки скоротливості лівого шлуночка. Виявилося, що в зонах з неузгодженим накопиченням радіофармацевтичного препарату регіональний рух стінок ЛШ покращився, при цьому достовірного покращення контрактильності не спостерігалось у сегментах з нежиттєздатним та життєздатним міокардом без перфузійно-метаболічної невідповідності.

Необхідно відзначити, що, незважаючи на всі переваги позитронно-емісійної томографії в кардіології, даний метод не знайшов широкого застосування у клінічній практиці, причинами цього є висока вартість досліджень та недостатня кількість спеціального обладнання.

Говорячи про можливість радіонуклідних методів оцінки стану міокарда, слід зазначити, що з одного боку це найважливіше джерело патофізіологічної інформації, а з іншого – методи не дозволяють впевнено диференціювати

пацієнтів із несприятливим прогнозом. Насамперед це пов'язано з тим, що вони мають невисокий просторовий дозвіл, який міг би бути порівняним з магнітно-резонансним або ультразвуковим дослідженням. Тому, досі ОФЕКТ та ПЕТ дозволяють досліджувати міокард посегментно, але не пошарово. З іншого боку, використовувані сьогодні радіофармацевтичні препарати є маркерами перфузії, обміну глюкози і жирних кислот, поглинання іонів, тобто. неспецифічних процесів, які типові як для рубцевої, так і для скорочувальної тканини міокарда.

Мультиспіральна комп'ютерна томографія. МСКТ серця на сьогоднішній день є одним із точних та інформативних методів безконтактної діагностики – в медицині взагалі, і в кардіології зокрема. Наявність безлічі датчиків, що обертаються навколо пацієнта, дозволяє в швидкісному режимі отримувати серії рентгенівських знімків, кожен з яких являє собою поперечний «зріз» досліджуваного органу на певній глибині. Променеве навантаження в сучасних моделях мінімізовано збільшенням кількості каналів сканування, а також високою швидкістю обертального та поздовжнього руху.

Трьома основними видами МСКТ-діагностики серця є КТ-коронарографія, дослідження ступеня кальцифікації та 3D-візуалізація серцевого м'яза у різних розрізах та ракурсах.

У кардіології МСКТ застосовують для діагностики зон ішемії, вроджених вад, новоутворень та іншої патології. При виконанні мультиспіральної комп'ютерної томографії серця з контрастуванням можливе достовірне визначення структурних змін міокарда, зокрема, рубцевих змін, гіпертрофії, аневризм, тромбів серця.

У пацієнтів із хронічною ішемією МСКТ дозволяє виявити фіброзні зміни, витончення стінки шлуночків, аневризми. Ці зміни можуть бути виявлені вже за звичайної (не синхронізованої з ЕКГ) МСКТ. Крім того, МСКТ займає важливе клінічне значення з певною перевагою в анатомічній деталізації структур серця в порівнянні з іншими методами.

Однак найчастіше МСКТ призначають в ангіографічному режимі дослідження коронарних судин. Виконання МСКТ серця доцільно застосовувати

для морфологічної оцінки прохідності стентів, а також для оцінки стенозів при аортокоронарному шунтуванні.

Діагностичні можливості МСКТ-коронарографії є унікальними, метод не має альтернативи. Сучасна багатошарова комп'ютерна томографія із застосуванням контрастних препаратів дає можливість візуалізувати коронарні артерії як великого, а й середнього калібру, і навіть оцінити їх стан. На сьогоднішній день за допомогою даного методу існують спроби оцінки порушення перфузії міокарда, проте на даний момент у зарубіжних публікаціях можна вважати переконливими лише роботи щодо візуалізації фіброзних та рубцевих ушкоджень.

Магнітно-резонансна томографія. Нині зросла кількість досліджень серця з допомогою методу магнітно-резонансної томографії. МРТ серця є неінвазивним методом, який дозволяє оцінити функцію, перфузію і характеристику тканин, при цьому є високо відтворюваним. При цьому контрастні парамагнітні агенти відіграють ключову роль в даному методі.

МРТ займає одне з важливих місць у діагностиці пацієнтів із серцево-судинними захворюваннями. Найбільш широко для оцінки міокарда за допомогою МР-томографії використовується методика з відстроченим контрастуванням парамагнітними контрастними препаратами на основі хелатів гадолінію.

Контрастні препарати, які застосовують у МР-дослідженнях, змінюють контрастність не прямо, а завдяки змінам часу релаксації сусідніх протонів, чим і відрізняються від контрастних засобів для рентгенографії та КТ.

Гадоліній – це елемент, який є токсичним у вільному вигляді. Тому контрастні препарати складаються з молекули, пов'язаної з гадолінієм. Виділяють три різні групи молекул-носіїв з різною афінністю до гадолінію: циклічні, нециклічні, лінійні та інші. Циклічні носії вважаються найбільш безпечними, проте завжди існує ймовірність вивільнення гадолінію. Молекули-носії мають відносно великі розміри, тому вони не можуть проникати у внутрішньоклітинний простір, тому їх ще називають позаклітинні контрастні агенти.

Протягом багатьох років препарати на основі гадолінію вважалися

безпечними, але встановлено, що гадоліній може призводити до розвитку нефрогенного системного склерозу внаслідок контраст-індукованої нефропатії. Найчастіше це захворювання зустрічається у пацієнтів зі зниженою функцією нирок, у тих, хто перебуває на діалізі, кому виконувалось дослідження з високими дозами гадолінію.

Основний принцип візуалізації при використанні парамагнітних контрастів полягає у відстроченому посиленні тканин: відстрочене вимивання хелатів гадолінію з тканин із збільшеним позаклітинним простором. Так, за умови гострого інфаркту міокарда це спричинено некрозом клітин, їх лізисом та набряком, а за хронічного інфаркту за рахунок сполучної тканини рубця з підвищеним позаклітинним простором.

В інтактному міокарді кардіоміоцити розташовані щільно один до одного, об'єм тканини, переважно внутрішньоклітинний. Оскільки хелати гадолінію не здатні проникати через неушкоджену мембрану клітини, обсяг його розподілу малий і можна бачити життєздатні клітини, які активно виключають контраст («чорний міокард»). Патолофізіологічні стани, що призводять до зниження щільності розподілу життєздатних кардіоміоцитів (гострий та хронічний інфаркт міокарда, неішемічні кардіоміопатії тощо), збільшують обсяг розподілу гадолінію у високих концентраціях.

При цьому в ряді неішемічних кардіоміопатій міокард може накопичувати гадоліній за рахунок одного з двох описаних вище механізмів патологічного накопичення.

1.3 Медичні особливості діагностування стану коронарних судин

Ваш лікар діагностує ішемічну хворобу серця на основі ваших симптомів, історії хвороби та сімейного анамнезу, факторів ризику, а також результатів аналізів і процедур.

Хвороба серця може бути мовчазним станом, тобто ви можете не мати

жодних симптомів, доки не виникне серйозна проблема зі здоров'ям, наприклад серцевий напад. Важливо проходити регулярні огляди, щоб допомогти вашому лікарю визначити ризик і порекомендувати зміни здорового способу життя, щоб запобігти хворобам серця.

Ви повинні почати проходити скринінгові тести та оцінювати ризик ішемічної хвороби серця приблизно у віці 20 років, якщо у вас немає факторів ризику для цього. Дітям може знадобитися скринінг, якщо у них є фактори ризику, такі як ожиріння, низький рівень фізичної активності або сімейна історія проблем із серцем[4].

Ваш лікар може порекомендувати профілактичне лікування, наприклад, змінити здоровий спосіб життя, щоб знизити ризик ішемічної хвороби серця.

Щоб перевірити ішемічну хворобу серця, ваш лікар:

- Оцініть фактори ризику, щоб допомогти оцінити ризик розвитку ішемічної хвороби серця;
- Перевірте показники артеріального тиску, щоб дізнатися, чи є у вас високий кров'яний тиск;
- Обчисліть свій індекс маси тіла й окружність талії, щоб побачити, чи маєте ви нездорову вагу;
- Замовте аналізи крові, щоб визначити, чи є у вас високий рівень холестерину в крові, тригліцеридів у крові чи діабет.

Скринінг зазвичай відбувається в офісі постачальника, але іноді скринінги проводяться на ярмарках здоров'я, в аптеках чи в інших місцях. Зразки крові можуть бути зібрані в офісі постачальника, лікарні чи лабораторії.

Запитайте, чи потрібно вам голодувати (не їсти і не пити нічого, крім води) перед аналізами крові.

Якщо у вас є симптоми ішемічної хвороби серця, ваш медичний працівник може призначити тести, щоб перевірити, чи є у вас ішемічна хвороба серця. Ваш лікар також, ймовірно, призначить аналізи крові, щоб перевірити рівень холестерину, тригліцеридів, цукру, ліпопротеїнів або білків, які є ознакою запалення.

Ви можете прочитати більше про наступні тести та процедури на наших сторінках «Обстеження серця» та «Лікування серця»:

– Електрокардіограма (ЕКГ або ЕКГ) визначає, чи є серцевий ритм стабільним або нерегулярним. ЕКГ також записує силу та час електричних сигналів, коли вони проходять через серце;

– Сканування коронарного кальцію вимірює кількість кальцію в стінках ваших коронарних артерій. Цей тест є різновидом КТ серця. Сканування коронарного кальцію також може допомогти оцінити ризик ішемічної хвороби серця для людей, які палять, або для людей, які не мають серцевих симптомів;

– Стрес-тести перевіряють, як працює ваше серце під час фізичного навантаження. Під час навантажувального тестування ви ходите чи бігаєте на біговій доріжці або крутите педалі велотренажера, щоб змусити ваше серце працювати інтенсивно та прискорено битися. Якщо у вас є медична проблема, яка заважає вам виконувати вправи, ваш лікар може дати вам ліки, які змусять ваше серце працювати інтенсивно, як це було б під час фізичних вправ. Щоб виявити знижений приплив крові до серцевого м'яза, під час виконання вправ за вами будуть спостерігати ЕКГ і, можливо, ехокардіограма або КТ;

– МРТ серця (магнітно-резонансна томографія) виявляє пошкодження тканин або проблеми з кровотоком у серці чи коронарних артеріях. Це може допомогти вашому лікарю діагностувати ішемічну хворобу мікросудин, а також необструктивну або обструктивну хворобу коронарних артерій. МРТ серця також може допомогти пояснити результати інших візуалізаційних тестів;

– Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ) серця оцінює кровотік через дрібні коронарні кровоносні судини до тканин серця. Це тип ядерного сканування серця, який може діагностувати ішемічну мікросудинну хворобу;

– Коронарографія показує внутрішню частину ваших коронарних артерій. Щоб отримати барвник у ваші коронарні артерії, ваш лікар використає процедуру, яка називається катетеризацією серця. Ця процедура часто використовується, якщо інші тести показують, що у вас, ймовірно, є захворювання коронарної артерії. Щоб діагностувати ішемічну мікросудинну хворобу, ваш лікар

використовуватиме коронарну ангіографію з технологією провідника, щоб допомогти орієнтуватися в менших просторах;

– Коронарна комп'ютерна томографічна ангіографія – це неінвазивний візуалізаційний тест із використанням комп'ютерної томографії, щоб показати внутрішню частину ваших коронарних артерій, а не інвазивну катетеризацію серця.

Ваш постачальник може використовувати калькулятор ризику, щоб оцінити ваш ризик серцевого нападу, інсульту або смерті від захворювання серця чи кровоносних судин протягом наступних 10 років або протягом усього життя.

Наприклад, атеросклеротична серцево-судинна хвороба (ASCVD) Estimator [external link](#) враховує рівень холестерину, вік, стать, расу та артеріальний тиск. Це також впливає на те, чи курите ви чи приймаєте ліки для контролю високого кров'яного тиску чи холестерину.

Запитайте про свій ризик під час щорічного огляду. Знання вашого ризику допоможе вам і вашому постачальнику прийняти рішення щодо зміни здорового способу життя та, можливо, ліків для зниження ризику.

Оцінку ризику слід повторювати кожні 4–6 років у дорослих віком від 20 до 79 років, які не мають захворювань серця чи кровоносних судин.

Жоден калькулятор ризику не підходить для всіх людей. Калькулятори можуть дати вам і вашому лікарю гарне уявлення про ваш ризик, але ваш постачальник може враховувати інші фактори, щоб точніше оцінити ваш ризик.

Часто використовувані калькулятори ризику можуть неточно оцінювати ризик у певних ситуаціях.

Калькулятори ризику можуть не враховувати ускладнення під час вагітності або ранню менопаузу.

Людам з метаболічним синдромом або запальним або аутоімунним станом також слід знати, що звичайні калькулятори ризику можуть не враховувати їх стан. Сімейна історія захворювань серця або кровоносних судин у молодому віці також може спричинити неточну оцінку. Люди, які використовують статини для контролю рівня холестерину, також отримують неточну оцінку ризику за

допомогою цих калькуляторів.

Ішемічна хвороба серця вражає чоловіків і жінок. Обструктивна хвороба коронарних артерій частіше зустрічається у чоловіків. Однак необструктивна ішемічна хвороба серця частіше зустрічається у жінок. Оскільки необструктивний тип важче діагностувати, у жінок діагностика та лікування неможливі так швидко, як у чоловіків.

Якщо ви жінка, яка відчуває дискомфорт у грудях або задишку під час фізичної активності, попросіть свого лікаря про тести для перевірки необструктивного захворювання коронарних артерій або коронарного мікросудинного захворювання. Дізнайтеся більше про умови, які підвищують ризик для жінок.

У цих випадках ваш медичний працівник може запропонувати інші тести на ішемічну хворобу серця, навіть якщо оцінювач ризику ASCVD або інший калькулятор показує, що ви не маєте високого ризику[4].

Ішемічна хвороба серця може мати кілька причин, включаючи накопичення бляшок або проблеми, які впливають на роботу кровоносних судин серця. Як працює серце містить більше інформації про серце та кровоносні судини.

Накопичення бляшок в артерії називається атеросклерозом(рисунок 1.4). Коли це накопичення відбувається в серцевих артеріях протягом багатьох років, артерії стають вузькими та твердими, зменшуючи насичений киснем приплив крові до серця. Це основна причина обструктивного захворювання коронарних артерій.

Причина цих проблем до кінця не ясна. Але це може включати пошкодження або травму стінок артерій або крихітних кровоносних судин через хронічне запалення, високий кров'яний тиск або діабет, усе це може призвести до звуження кровоносних судин з часом.

Пошкодження внутрішніх стінок великих коронарних артерій може спричинити їх спазм (раптове звуження). Це називається вазоспазмом. Спазм викликає тимчасове звуження артерій і блокує приплив крові до серця.

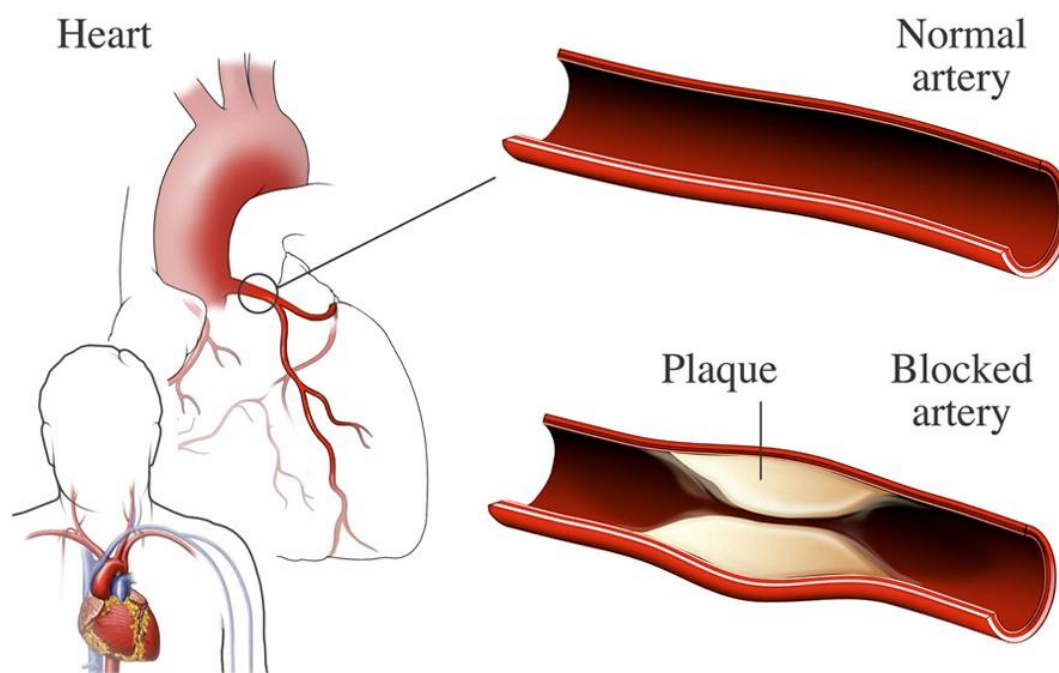


Рисунок 1.4 – Нормальна і заблокована артерії

Нормальна проти заблокованої артерії. Велике зображення зліва показує серце та позначає розташування коронарних артерій. Праворуч верхнє зображення – це збільшене зображення нормальної коронарної артерії з типовим кровотоком. Під ним зображено збільшене зображення заблокованої коронарної артерії, звуженої через накопичення бляшок на стінках судини. Медична ілюстрація © Nucleus Medical Media, 2022, Усі права захищено.

Невелика кількість бляшок також може утворюватися в дрібних кровоносних судинах серця, викликаючи ішемічну мікросудинну хворобу.

Проблеми з роботою кровоносних судин серця можуть спричинити ішемічну хворобу серця. Наприклад, кровоносні судини можуть не реагувати на сигнали про те, що серцю потрібно більше збагаченої киснем крові. Зазвичай кровоносні судини розширюються, щоб забезпечити більший кровотік, коли людина фізично активна або перебуває у стані стресу. Якщо у вас є ішемічна хвороба серця, розмір цих кровоносних судин може не змінитися, або кровоносні судини можуть навіть звужуватися[4].

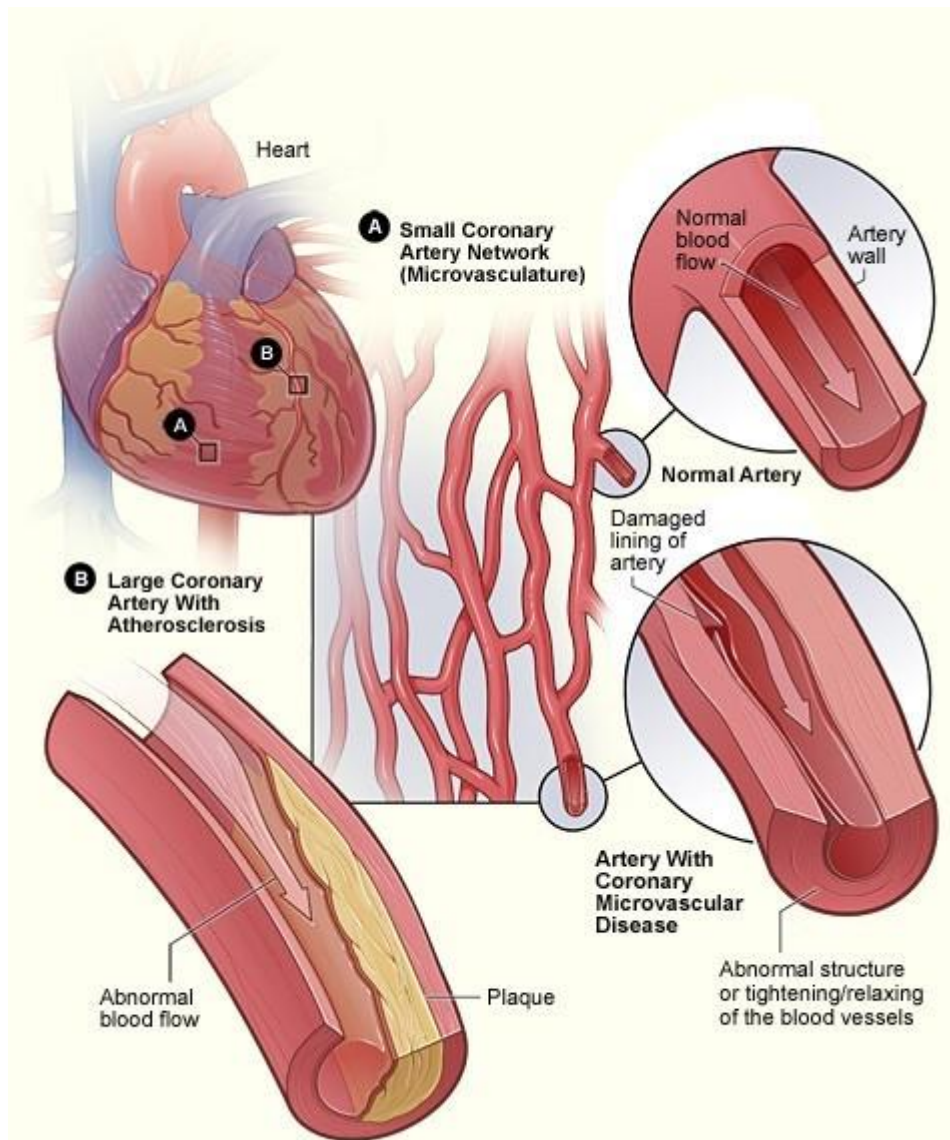


Рисунок 1.5 - Коронарна мікросудинна хвороба малих артерій і обструктивна коронарна хвороба великих артерій.

На рисунку А показано мережу малих коронарних артерій, яка включає нормальну артерію та артерію з коронарним мікросудинним захворюванням. На малюнку В показано велику коронарну артерію з накопиченням бляшок.

РОЗДІЛ 2 ОСОБЛИВОСТІ РОЗРОБКИ МАТЕМАТИЧНИХ МОДЕЛЕЙ НА ОСНОВІ НЕЧІТКИХ МНОЖИН

2.1 Особливості розробки математичних моделей на основі нечітких множин

Узагальнена математична модель зображень коронарних судин серця дозволяє формалізувати опис базових геометричних параметрів, оцінювати їх та здійснювати формування діагностичних ознак.

У другому розділі розвивається та досліджується математична модель зображення кровоносних судин, заснована на поділі геометричних характеристик судини на локальні параметри, що розраховуються безпосередньо в процесі трасування (простеження судин), та інтегральні (глобальні) ознаки, які далі використовуються для формування класифікаційних ознак .

Для формування локальних ознак введені такі поняття, як характеристики траси судини та конфігурації її меж, які називатимемо стінками судини(рисунок 2.1).

$$\begin{cases} x_1^b = x_1^b(t), y_1^b = y_1^b(t) \\ x_2^b = x_2^b(t), y_2^b = y_2^b(t) \end{cases}, \begin{cases} x_1^b(t) = x(t) - r(t) \sin \varphi \\ y_1^b(t) = y(t) + r(t) \cos \varphi \end{cases}$$

Трасу визначимо параметрично завданням центральної лінії $\gamma(t)$ та функції товщини судини $r(t)$:

$$\begin{cases} \gamma(t) = (x(t), y(t)), \left\| \frac{\partial \gamma}{\partial t} \right\| \neq 0 \\ r = r(t), 0 \leq t \leq L_v. \end{cases}$$

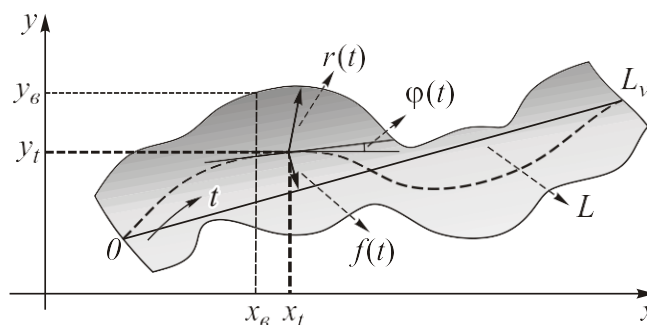


Рисунок 2.1 - Модель гілки судини

Центральна лінія сегменту судини є лінією, утвореною центрами відрізків

найменших довжин, що з'єднують межі судини, і в безперервному вигляді вона може бути записана як регулярна крива з натуральною параметризацією. Звідси можна визначити такі локальні параметри судин: напрямок траси в кожній точці $\varphi(t)$,

$$\tan \varphi(t) = -\frac{dx(t)/dt}{dy(t)/dt}; \text{ локальну висоту}$$

$f(t)$ (див. рис.1) та кривизну судин $k(t)$, $k(t) = \frac{d^2\gamma(t)}{dt^2}$. Зазначені параметри оцінюються безпосередньо за зображення в процесі трасування і дозволяють визначити геометричні ознаки судин, такі як: варіація товщини судини

$$K_d = \sqrt{r^2 - r^2}, \text{ середня кривизна } K_r = \frac{1}{L_v} \int_0^{L_v} \left(\frac{d^2y_t}{dx_t^2} \left(/ \left[1 + \left(\frac{dy_t}{dx_t} \right)^2 \right]^{\frac{3}{2}} dt \right) \right)$$

конфігурацій стін і траси. При описі конфігурацій стінок і траси судини введемо припущення про гармонійний характер функцій напрямку та товщини: $\hat{r}(t) = A_0 \cos(\omega_0 t + \alpha_2)$, $\hat{\varphi}(t) = A_1 \cos(\omega_1 t + \alpha_1)$. При цьому розглядатимемо тільки ті ділянки судини, які відповідають основній гармоніці з частотою, пропорційною кількості екстремумів даних функцій згідно з початковим визначенням звитості в медицині. Тобто. відкидаємо несуттєві зміни, які зазвичай зосереджуються наприкінці судини. Таким чином, ми можемо визначити популярні у візуальній діагностиці геометричні характеристики судин, такі як ступінь вигнутості стінки судини A_0 , звивистість стінки судини ω_0 ступінь вигнутості траси судини A_1 і звивистість траси ω_1 як відповідні амплітудні (A_0 , A_1 - амплітуда товщини та траси) та частотні (ω_0 , ω_1 - частота товщини та траси) характеристики функцій товщини та напрямків.

Усі ознаки геометричні, що розглядаються в дисертації, вони обчислюються з використанням класичних визначень математичного аналізу та відповідних чисельних методів обчислення відстаней і похідних різних порядків. Через похибку вихідних даних, пов'язану з дискретизацією, шумами квантування та геометричними спотвореннями, що виникають у пристрої введення, відповідні чисельні методи дають великі похибки. На прикладі однієї з найпоширеніших ознак, що описують форму судини, що змінюється, – кривизни показано, що відносна похибка ознаки необмежено зростає в точках перегину судини, причому при зменшенні кроку

дискретизації кількість таких точок збільшується.

Таким чином, використання класичних визначень та чисельних методів для формування ознак не застосовується через похибку вихідних даних. Тому необхідно розробляти методи та алгоритми для оцінювання цих ознак, стійкі до шумів реєстрації вихідного зображення[6].

2.2 Моделювання 2D і 3D зображень коронарних судин

Для аналізу тривимірних зображень судин у дисертації було введено просторову модель судин (рисунок 2.2), яка описується наступним параметричним рівнянням просторової траси судини:

$$\begin{cases} x = t, \\ y = A_1 \sin \omega_1 t \sin \omega_r t, \\ z = A_1 \sin \omega_1 t \cos \omega_r t, \\ r = \bar{r} + A_0 \sin \omega_0 t, \end{cases}$$

де A_1 – амплітуда коливання траси, A_0 – амплітуда коливання товщини, ω_1 – частота коливання траси, ω_0 – частота коливання товщини, ω_r – частота обертання траси.

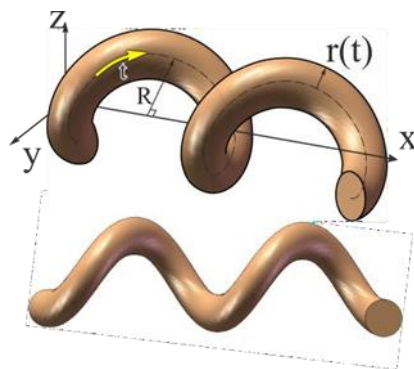


Рисунок 2.2 - Просторова модель судини

CT Cardiac Analysis

CT Cardiac Analysis дає змогу клініцистам визначити наявність та ступінь обструктивної хвороби коронарних артерій за допомогою зображення в різних видах. Інтерфейс та автоматизовані інструменти допомагають ефективно аналізувати коронарні артерії.

Ключові переваги:

Упорядкований робочий процес з автоматичним позначенням коронарних артерій та оптимізованими вікнами перегляду, такими як об'ємна візуалізація, MIP, MPR, криві та прямі види MPR

SUREPlaque™** інструмент допомагає клініцистам в оцінці характеристик всередині кровоносних судин:

- Кількісна оцінка бляшок та неінвазивне коронарне ремоделювання;
- Візуалізація анатомії та ступеню враження коронарних судин;
- Характеристика м'яких та твердих бляшок і відповідне позначення їх різними кольорами;
- Можливості повного дослідження судин для аналізу коронарних артерій, включаючи інструменти: Lesion Tool, Vessel Walk та Cath View;
- Класифікація основних висновків для звітності про кардіологічні процеси.



Рисунок 2.3 – КТ серця, 3D зображення

Пакет CT SURFPlaque* забезпечує візуалізацію і вимірювання стінок судин і характеристики бляшок в артеріальних судинах, використовуючи кольорові діапазони щільності (HU). Це може допомогти розподілити атеросклероз пацієнтів за відповідними групами.

Ключові переваги:

Інструменти SURFPlaque допомагають клініцистам в оцінці характеристик

всередині кровоносних судин:

- Кількісно оцінюють пласти бляшок та проводять коронарне неінвазивне ремоделювання;
- Візуалізація анатомії та уражень коронарних судин за допомогою визначення щільності НУ;
- Характеристики уражень в стінці судини: як кальцинатів, так і м'яких бляшок;
- Сегментація за допомогою одного кліку миші з автоматично прокладеною центральною лінією та контурами стінок судин;
- Автоматичне вимірювання та відображення: площі та діаметра просвіту судини; область з бляшками; протяжність бляшок; співвідношення площі стінки та просвіту; об'єм бляшок; та індекс бляшок.

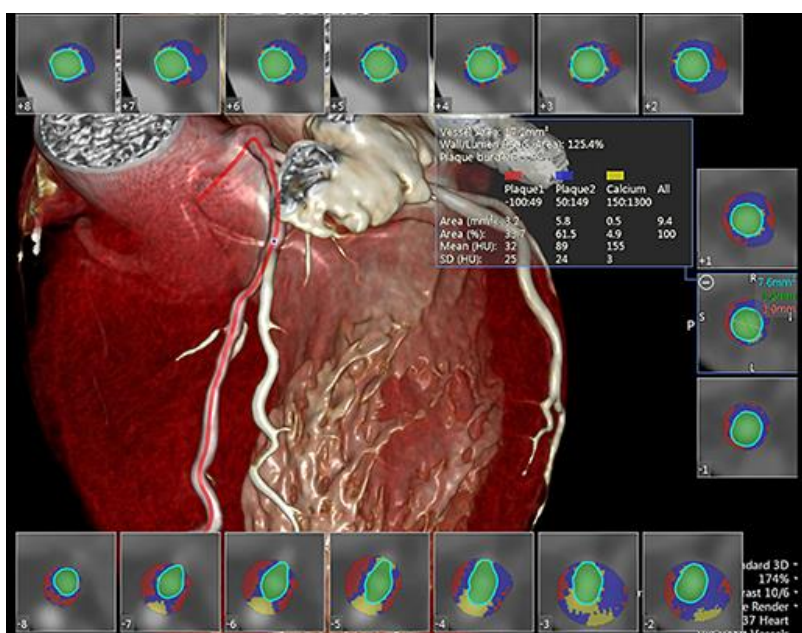


Рисунок 2.4 – 3D візуалізація та вимірювання стінок судин

Додаток CT VScore - це програма оцінки кальцію, яка надає можливість візуалізувати, вимірювати та створювати звіт про кальцій в коронарних судинах та проводити обчислення кальцію за допомогою безконтрастної КТ серця. Це дозволяє клініцистам оцінити рівень кальцинації коронарних артерій та створити відповідну звітність..

Ключові переваги:

- 2D та 3D візуалізація
- Автоматичне заповнення шаблонів звітності
- Розрахунок кількості кальцію за шкалою Агастона, об'єму чи маси
- Перцентиль кальцію відображається на графіку, що порівнює навантаження відкладень кальцію на судинах хворого пацієнта та судинах безсимптомних осіб того ж вікового діапазону та / або етнічної групи

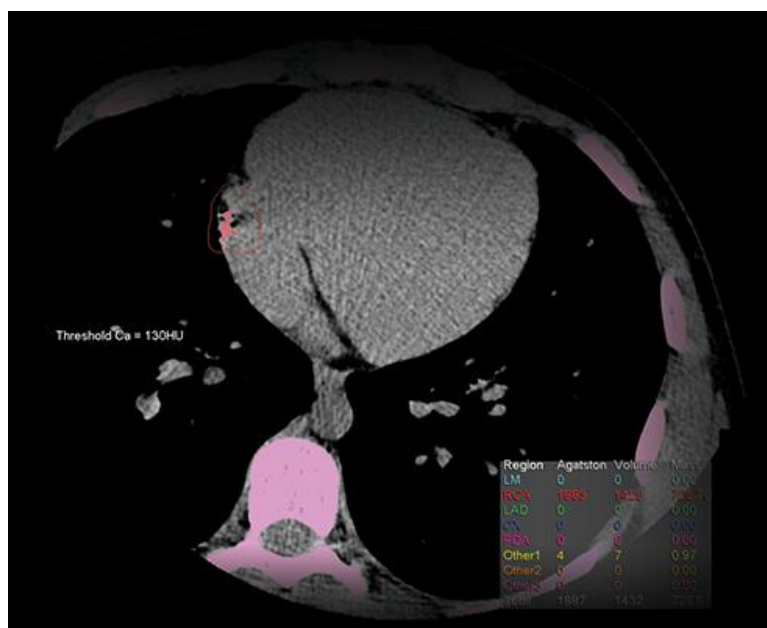


Рисунок 2.5 – 3D візуалізація для оцінки кальцію в коронарних судинах

2.3 Методи магнітокардіографії для діагностування стану серця на основі 2D і 3D зображень

У всьому світі ішемічна хвороба серця (ІХС) стає пандемією (Omran, 1979). Смертність від ІХС, за прогнозами, досягне 23,4 мільйона в 2030 році. Зараз, за оцінками, хронічні ІХС вражають 16,8 мільйонів людей у Сполучених Штатах; і 2,65 мільйона людей у Великобританії. САПР був єдина найпоширеніша причина смерті в США та Західній Європі (приблизно 1 з кожних 5 смертей). Оціночні прямі та непрямі економічні витрати САД у Сполучених Штатах на 2009 рік становить 165,4 мільярда доларів. Крім того, у країнах, що розвиваються, зокрема в Україні, поширеність

ІХС навіть вищий, і існує тенденція, як правило, вражати людей у

молодшому віці і таким чином може негативно вплинути на робочу силу та економічну продуктивність. Хворобливість,

смертність і соціально-економічне значення ІХС визначають її діагностику та лікування є основоположним для всіх практикуючих лікарів (Cassar et al., 2009).

Неінвазивна, швидка та надійна діагностика ішемічної хвороби серця (ІХС) і пацієнтів з болем у грудях залишається клінічною проблемою.

Стали методи виявлення наявності та оцінки ступеня ІХС стає все більш важливим у інформуванні про терапію, спрямовану на зниження смертності та захворюваності. Коронарографія (КА) вважається «золотим стандартом» для визначення локалізації та тяжкості ураження коронарних артерій. Однак рутинне використання СА без попереднього неінвазивного тестування не є доцільним, за винятком випадків з високою ймовірністю значного перед тестом хвороба, частково через високу вартість, а також через супутню захворюваність і смертність. Найбільш серйозними ускладненнями КА є смерть (0,1–0,2%), нефатальний ІМ (0,1%) і порушення мозкового кровообігу (0,1%).

Функціональне (неінвазивне) тестування використовується як вихід до ангіографії для лікування ішемічна хвороба серця. Серед них найважливішими є такі методи: стрес (зазвичай бігова доріжка або вправа на велосипеді) електрокардіографія, стрес-ехо, МРТ міокарда перфузія, ядерна перфузія.

Методи виявлення присутності та оцінки ступеня ІХС стають все більш важливими в інформуванні про терапію, спрямовану на зниження смертності та захворюваності. Коронарографія (КА) вважається «золотим стандартом» для визначення локалізації та тяжкості уражень коронарних артерій. Однак рутинне використання КА без попереднього неінвазивного тестування не є доцільним, за винятком тих, у кого є висока ймовірність серйозного захворювання перед тестом, частково через високу вартість, а також через пов'язану з цим захворюваність і смертність. Найбільш серйозними ускладненнями КА є смерть (0,1-0,2%), нефатальний ІМ (0,1%) і порушення мозкового кровообігу (0,1%).

Функціональне (неінвазивне) тестування використовується як вихід до ангіографії для лікування ішемічної хвороби серця. Серед них найбільш

важливими є наступні методи: стрес (зазвичай бігова доріжка або вправа на велосипеді), електрокардіографія, стрес-ехо, МРТ перфузія міокарда, ядерна перфузія.

Всі існуючі методи мають певні переваги і недоліки. Стрес-ЕКГ широко використовується для неінвазивного виявлення ІХС завдяки своїй доступності та низькій вартості. Однак нормальний ЕЕТ не виключає ІХС, а ЕЕТ є поганим діагностичним тестом у популяціях із низьким ризиком (таких як жінки) через його низьку позитивну прогностичну цінність у популяції з низькою поширеністю захворювання. Смертельні випадки трапляються рідко, у <0,05% тестів. Ехо є одним з найбільш часто використовуваних інструментів для дослідження широкого спектру кардіологічних проблем. Портативність і відносна доступність обладнання призвели до дуже швидкого визнання техніки загальною медичною спільнотою. Чутливість, специфічність і точність стрес-ехо є в діапазоні 80-85% з найвищою чутливістю (>90%) для трисудинної хвороби та найнижчою (75%) для односудинної хвороби. Існують обмеження, властиві техніці відлуння стресу. Головною з них є проблема надійного отримання якісних зображень і відтворюваних томографічних зрізів, оскільки частота серцевих скорочень зростає зі збільшенням швидкості інфузії добутаміну. Крім того, може існувати значна мінливість між спостерігачами в інтерпретації зображення через суб'єктивний характер оцінки руху стіни.

МРТ є відносно новим інструментом для обстеження серця порівняно з іншими неінвазивними методами, і клінічна цінність цього методу все ще сумнівна.

Ядерна перфузія має великий родовід, що сягає понад чверть століття, із сотнями тисяч сканувань, що виконуються по всьому світу щороку. Останні рекомендації свідчать про те, що ця техніка може бути ще ширше використана в майбутньому (Sharples et al, 2007). Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ) є, ймовірно, найбільш чутливим методом аналізу перфузії міокарда та виявлення ішемії міокарда. Насправді це вважається неінвазивним «золотим стандартом». Основними недоліками ПЕТ-техніки є висока вартість, артефакти ослаблення,

використання іонізуючого випромінювання, радіація та доступність лише в спеціалізованих центрах.

Таким чином, існує потреба в недорогих, точних, неінвазивних діагностичних інструментах, більш зручних і менш складних як для діагностики, так і для скринінгу ішемічної хвороби серця. Магнітокардіографія (МКГ) відома як абсолютно неінвазивний і безпечний метод вимірювання серцевої діяльності. Нещодавні дослідження показали значний потенціал МКГ у діагностиці ішемії міокарда, хоча аналіз даних, отриманих за допомогою МКГ, ще не стандартизований (Hailer та ін, 2005; Квон та ін, 2010; Чайковський та ін, 2011).

Технологія MCG тісно пов'язана з сучасними методами обробки даних. На сучасному етапі розвитку МКГ доступні різноманітні методи та індикатори для медичного аналізу. Аналіз MCG може бути виражений на кількох рівнях зростаючої складності.

Перетворення сигналу MCG (Chaikovsky et al, 2007):

– Рівень 1. Перший рівень аналізу подібний до звичайного морфологічного аналізу 12-відведеної ЕКГ.

– Рівень 2. Спектрочасовий аналіз. Відносна потужність серцевого сигналу для різних діапазонів частот, їх спектральна мінливість і аналіз у часовій області (наприклад, тривалість QRS) MCG можуть бути надані в конкретних точках вимірювання.

– Рівень 3, 36 точок вимірювання MCG-7 узагальнено в усередненій кривій. Такий підхід дає більш узагальнене уявлення про збудження міокарда. Наприклад, області під зубцем Р або комплексом QRS відображають загальну «електричну енергію, що утворюється внаслідок збудження передсердь і шлуночків.

– Рівень 4. Картографування магнітного поля. Це вимагає побудови карт, що показують розподіл магнітного поля, отриманого в конкретних точках вимірювання та точних моментах серцевого циклу. Ці карти будуються за принципами географічних або метеорологічних карт. Ділянки з однаковим значенням заданого параметра заповнюються кольором. Існують різноманітні

кількісні та напівкількісні показники для оцінки таких карт.

– Рівень 5. Подання всіх електричних джерел у вигляді одного еквівалентного диполя. Тут передбачається, що вся електрична активність серця походить з однієї точки.

– Рівень 6. Шостий, найвищий рівень розробки програмного забезпечення MCG базується на розв'язанні зворотної задачі. Цей підхід дозволяє 2D реконструкцію розподілених електричних серцевих джерел, і були зроблені перші кроки для 3-D реконструкції. Цей багатообіцяючий технічний прогрес дозволить регулярно використовувати магнітокардіографію в найближчому майбутньому, напр. у пацієнтів із «нормальними» або невизначеними результатами стандартного тестування, особливо у пацієнтів із високою або проміжною ймовірністю ІХС перед тестуванням.

Це дослідження мало на меті порівняти МКГ-зображення «важких для діагностики» пацієнтів з нормальною функцією лівого шлуночка та клінічною підозрою на ішемічну хворобу серця з перфузійними зображеннями, отриманими за допомогою ПЕТ-техніки.

2. Спосіб: У дослідженні взяли участь 3 пацієнти (2 жінки, 1 чоловік, середній вік 58 років) і один здоровий доброволець (чоловік, 47 років). Усім пацієнтам проводили ЕКГ у спокої та напрузі, ехокардіографію, ПЕТ та коронароангіографію. У здорового добровольця не було жодних серцево-судинних захворювань в анамнезі, нормальна ЕКГ у стані спокою та напруги, а також нормальна ехокардіограма.

Коронарні ангіограми були задокументовані в кількох проекціях відповідно до стандартної клінічної практики (методика Джадкінса). ПЕТ проводили з аденозином для залучення коронарного резерву. Записи у стані спокою та стресу були зроблені з використанням N-13-амонію як індикатора. МКГ проводили в неекранованому режимі за допомогою 7-канального SQUID-магнітометра. Поодинокі записи MCG були зроблені з 36 позицій у межах прямокутної сітки 20 на 20 см з кроком 4 см над прекардіальною областю. Датчик розташовували якомога ближче до грудей, безпосередньо над серцем, використовуючи як

орієнтир яремну кишку. Стіл для огляду з пацієнтом, який постійно перебував у стані спокою, потім систематично переміщали в кожне з 36 попередньо визначених положень під детектором SQUID. Дані записували в кожній точці реєстрації протягом 30 секунд з одночасною реєстрацією II відведення поверхневої ЕКГ і зберігали на жорсткому диску для подальшої оцінки. Аналіз ґрунтувався на «вирішенні оберненої задачі», тобто реконструкції внутрішньосерцевих джерел, які викликали вимірюване магнітне поле.

Розв'язання оберненої задачі. Опис проблеми та визначення.

«Рішення зворотної задачі» базується на наступних фізичних міркуваннях. Магнітокардіографічні вимірювання проводяться датчиком, що рухається по плоскій сітці над поверхнею тіла. Відстань від цієї планарної сітки до джерела сигналу всередині серця відрізняється від пацієнта до пацієнта. Оскільки параметри магнітного поля змінюються залежно від джерела площинної відстані нелінійним способом, створені карти магнітного поля також можуть суттєво відрізнятися в одного й того самого пацієнта. Цю проблему можна подолати за допомогою технічної установки з аналізом розподілу джерела біомагнітного поля, що безпосередньо відповідає зареєстрованому полю. Тому перетворення магнітокардіографічної інформації повинно призводити до вирішення зворотної задачі.

Повне визначення оберненого розв'язку таке: розв'язання оберненого завдання з електродинаміки (магнітостатики) передбачає знаходження розподілу спеціальних магнітних джерел за відомими (зареєстрованими) параметрами магнітного поля.

Етапи вирішення. Зворотні задачі можна вирішити різними способами, використовуючи прості або складніші моделі біомагнітних джерел. Існують наступні етапи моделювання та представлення біоелектричних джерел у серці.

Локалізація джерела дипольного магнітного поля (Примін і Недайвода, 1997).

Ми використовуємо модель магнітного диполя як джерела біомагнітного сигналу на відміну від звичайних підходів із використанням електричного диполя як джерела. На основі такого підходу можна отримати більш точний аналітичний

розв'язок оберненої задачі. Основою для аналітичного рішення є використання властивостей просторових похідних матриці B вектора магнітної індукції в однорідному немагнітному та непровідному середовищі (в точках вимірювань $\text{div}B=0$, $\text{curl}B=0$). У цьому випадку матриці першої (D_1) та другої ($D_2(x,y,z)$) просторових похідних вектора B є симетричними і володіють декількома властивостями, що забезпечують аналітичний розв'язок оберненої задачі, що виконується спочатку в новому (власному) і потім шляхом зворотного переходу в заданих системах координат. Важливо, що для кожної точки в площині вимірювання можна отримати незалежні рішення. В результаті виходить «ефективний» диполь (тобто диполь, який створює магнітне поле з параметрами, відповідними з високою точністю до поля, зареєстрованого в площині вимірювання), можна було локалізувати, тобто визначити три координати r_2 , θ , ϕ і магнітний момент цих диполів.

Реконструкція розподілу струмів у шарі.

(Гуменюк-Сичевський та ін., 1993). Розподіл векторів густини струму визначено за допомогою подвійного інтегрального перетворення Фур'є для площини, розташованої на відстані r_0 координаті «ефективного» джерела і паралельно грудній клітці та площині вимірювань.

Реконструкція тривимірної магнітної дипольної щільності (Примін і Недайвода, 2009)

Метод заснований на аналітичному методі оберненого рішення. Джерело біомагнітного сигналу може представити у вигляді N елементарних магнітних диполів. Алгоритм дозволяє зробити рішення щодо визначення координат і вектора магнітного моменту для кожного диполя, гомогенізація джерела і, нарешті, представлення «ефективного» біомагнетика джерело сигналу як 3-D "хмари" магнітної дипольної щільності. Це найбільш підходящий спосіб моделлю розв'язування оберненої задачі у даного класу пацієнтів є система струмів, розподілені в площині або (що найкраще) в об'ємі. (2010)

Томографічна (пошарова) реконструкція (Primin et al, 2003; Primin et al,

Знаючи щільність, координати та магнітні моменти розподілу струмів усіх

елементарних магнітних диполів у вигляді карт векторів щільності струму можна отримати для будь-якої координати ra , тобто для будь-якої відстані (шару) від площини вимірювання. Шар з найбільшими значеннями густини струму відповідає шару з максимальною кількістю елементарних джерел. Специфіка нашого підходу полягає в тому, що кожен наступний, більш просунутий крок зворотного розв'язку базується на результатах попереднього кроку, що дозволяє наблизитися до надійного 3-D рішення. Результати розподілу струму в шарі, реконструкції 3-D магнітної дипольної щільності та реконструкції від шару до шару були використані для подальшого медичного аналізу. Для всіх пацієнтів було створено 32 карти CDV на однаковій відстані в межах інтервалу ST-T, починаючи з J-точки.

Реконструкція тривимірного зображення електричної активності серця.

Ця реконструкція була зроблена для одного моменту часу в середині інтервалу ST-T. Було використано два підходи для тривимірного представлення даних. Один з них являє собою реконструкцію 2-D карт CDV на різній відстані від зонда, іншими словами цю реконструкцію електричної активності на шарах (методологічно схоже на томографічний підхід в інших методах візуалізації). Інший підхід являє собою тривимірний розподіл щільності магнітних диполів. «Хмари» цих диполів являють собою збуджені зони міокарда.

Результати:

- Здоровий волонтер - чоловік, 47 років;
- Скарги – немає;
- ЕКГ спокою – нормально;
- Ехо – нормально.

Магнітокардіографія

Кarti 2-D CDV в межах інтервалу ST-T демонструють дуже однорідний розподіл течій лише з однією основною ділянкою течії на кожній карті. Основні вектори густини струму розташовані в центральній частині карт і спрямовані зліва наниз. Кarti залишаються стабільними в інтервалі ST-T. "Томографічне" представлення показано на рисунку 2.7. Можна було побачити однорідний

розподіл струму з подібною структурою карт на кожному шарі. Шар з максимальною щільністю розташований на середній відстані від площини вимірювань. «Хмара» магнітної дипольної щільності (рисунок 2.6) дуже компактна, сферична і розташована в центрі куба реконструкції джерел.

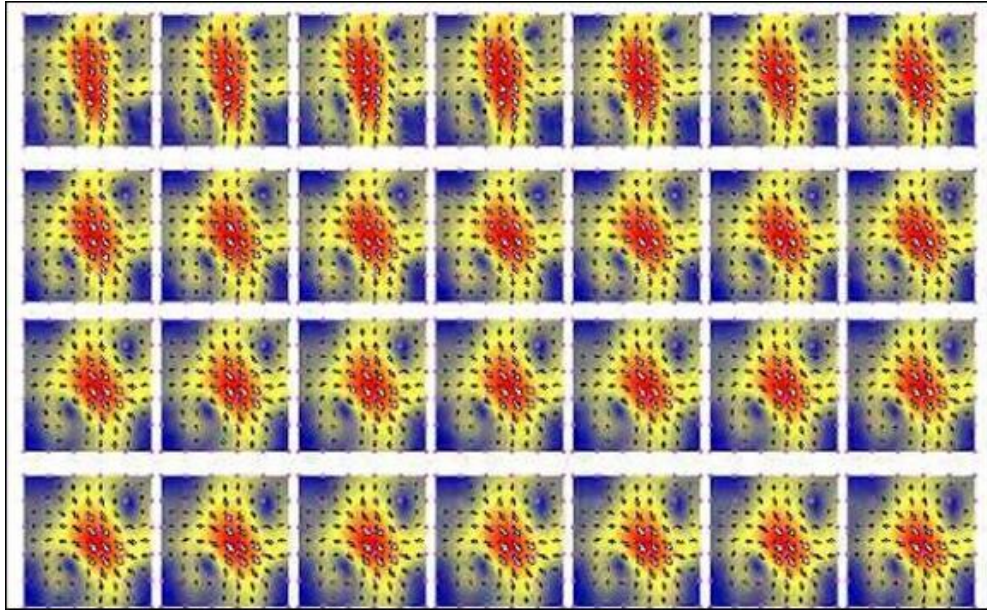


Рисунок 2.6 - Приклад реконструкції кількох векторних карт щільності струму в ході Інтервал ST-T у волонтера М.О.

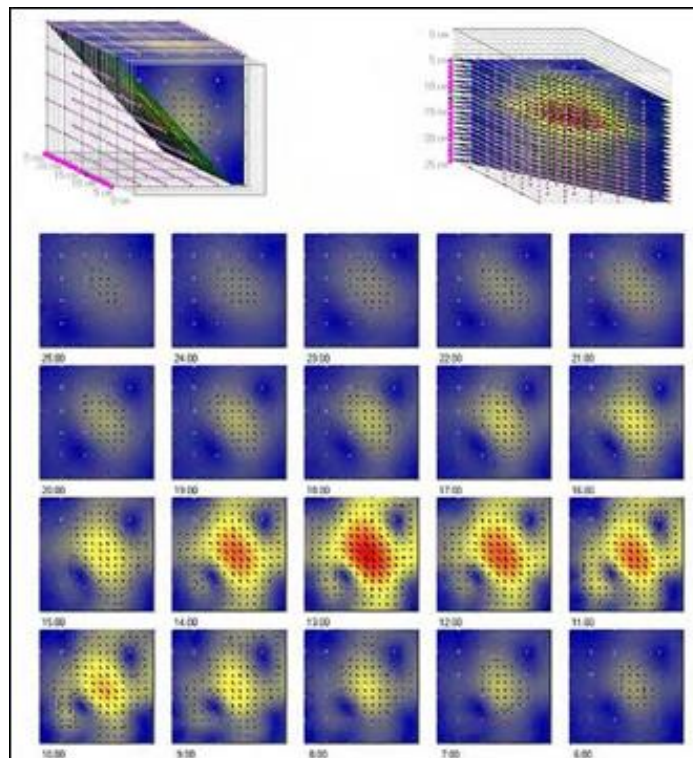


Рисунок 2.7 - 3D реконструкція струму в середині інтервалу ST-T волонтера М.О. Верхній ряд: аксонометрична проекція куба поточної реконструкції - вид спереду (зліва) і сагітальний вид (праворуч), нижні рядки: карти векторів

щільності струму на різних відстанях від площина вимірювання (від 6 до 25 см).

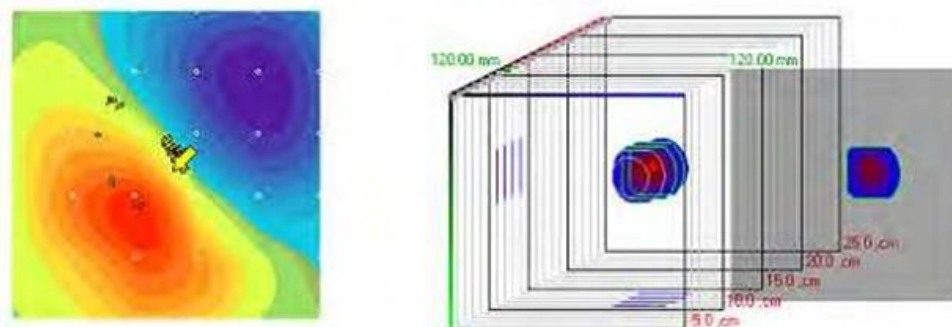


Рисунок 2.8 - 3-D реконструкція щільності диполів у середині інтервалу ST-T добровольця М.О. Аксонометрична проекція куба реконструкції струму з «хмарою» густини диполів. Відзначається шар з максимальною щільністю.

Хворий J - чоловік, 72 роки;

Скарги на типовий біль у грудях;

ЕКГ у спокої без змін.

Ехокардіограма легкої гіпертрофії ЛШ, інакше – нормальна ехокардіограма

Коронароангіографія 1-судинної хвороби, стеноз (75 %) проксимального до легкого LAD. LV-ангіо легка гіпертрофія LV, інакше – нормальний результат.

ПЕТ знижувала перфузію міокарда в усіх стінках, зокрема в септоапикальній ділянці.

Карти магнітокардіографії - 2-D CDV в інтервалі ST-T представлені в рисунку 2.9. Карти неоднорідні, в інтервалі дірок ST-T видно відсутність дипольної структури. На «томографічному» зображенні (рисунку 2.10) чітко видно дві зони активності: одна з них розташована на передній частині куба реконструкції з максимальною інтенсивністю на шарі 12 см, інша зміщена вліво-назад з максимальною активністю на 18 см. «Хмара» магнітних диполів (рисунку 2.11) загалом зміщена вниз і також чітко розділена на дві області.

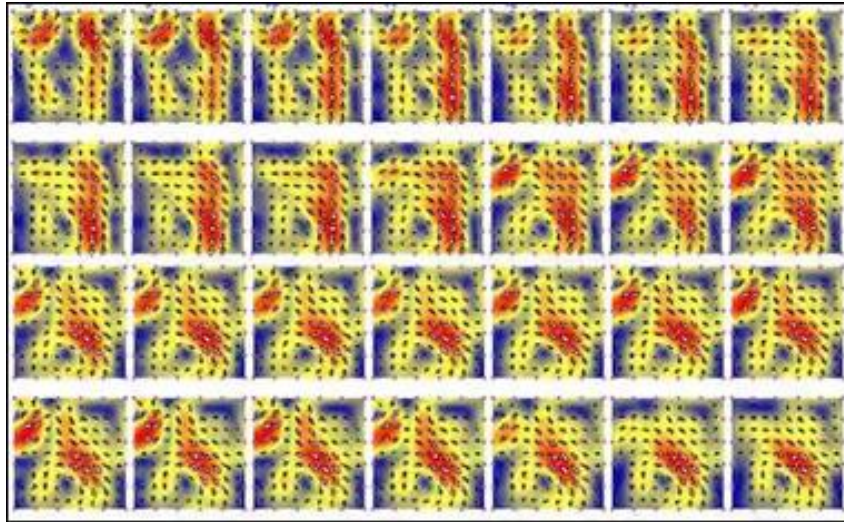


Рисунок 2.9 - Приклад реконструкції кількох векторних карт щільності струму по ходу інтервалу ST-T пацієнта J.

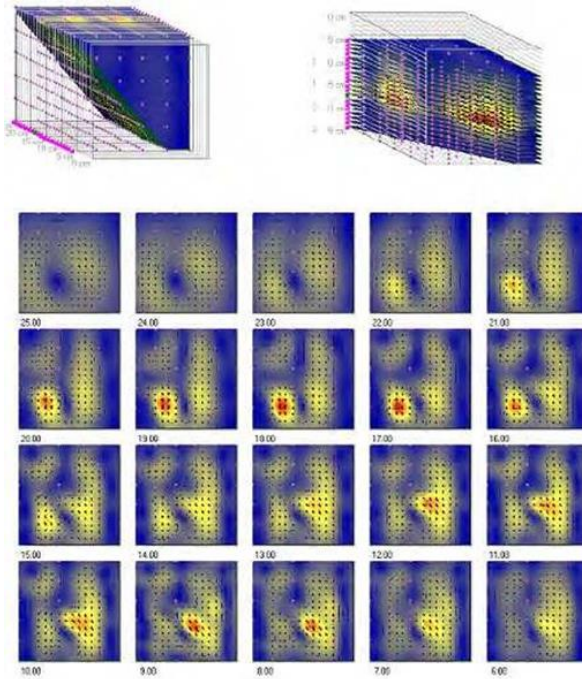


Рисунок 2.10 - 3D реконструкція струму в середині інтервалу ST-T пацієнта J.

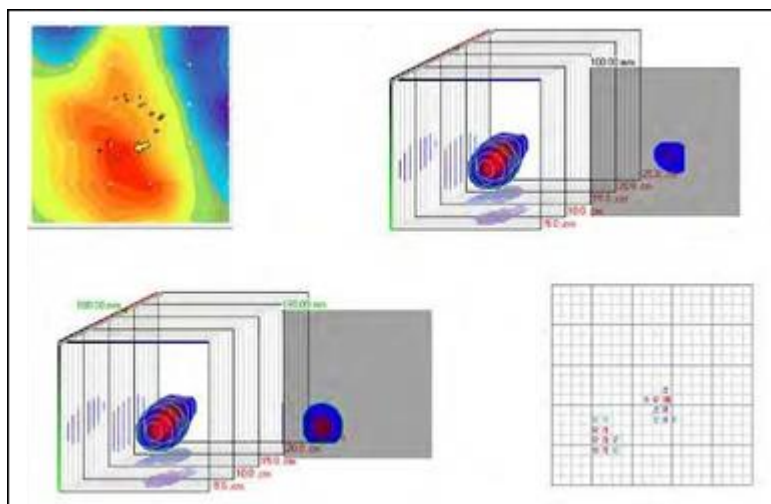


Рисунок 2.11 - 3D реконструкція щільності диполів на середині інтервалу ST-T пацієнта J. Аксонометрична проекція куба поточної реконструкції з «хмарою» щільності диполів. Позначено шари з максимальною щільністю області верхніх течій (праворуч) і області нижніх течій.

Хворий L - чоловік, 74 років;

Скарги на нетиповий біль у грудях;

ЕКГ у спокої без змін.

Ергометрія 125 WT, критерії кінцевої точки – досягнута цільова частота серцевих скорочень.

Ехо крайові місцеві порушення скоротливості передньої стінки, інакше – нормальна ехокардіограма.

Коронароангіографія 1-судинної хвороби, стеноз (50 %) проксимального або легкого ЛАД.

LV-angio крайові локальні порушення скорочувальної здатності в передньобоківій стінці та септоапикальній ділянці

ПЕТ зменшує перфузію міокарда в апікальній, септоапикальній та супроапикальній областях.

Карти магнітокардіографії 2-D CDV в інтервалі ST-T представлені в

Малюнок 3а. Карти неоднорідні, недипольні, особливо на початку та на і в інтервалі ST-T, є додаткові поточні області у верхній і нижній частині карт. На «томографічному» зображенні (Рисунок 2.13) чітко видно дві зони активності, які

розташовані приблизно на одній глибині – 11-12 см. «Хмара» магнітних диполів (Рисунок 2.13), як і в попередньому випадку, загалом зміщена вниз і також чітко розділена на дві області, одна з яких зміщена скоріше вгору назад.

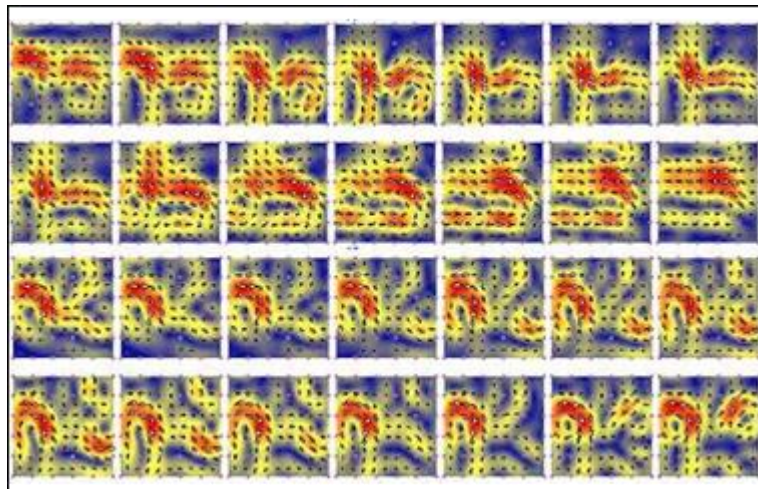


Рисунок 2.12 - Приклад реконструкції кількох векторних карт щільності струму по ходу інтервалу ST-T пацієнта L.

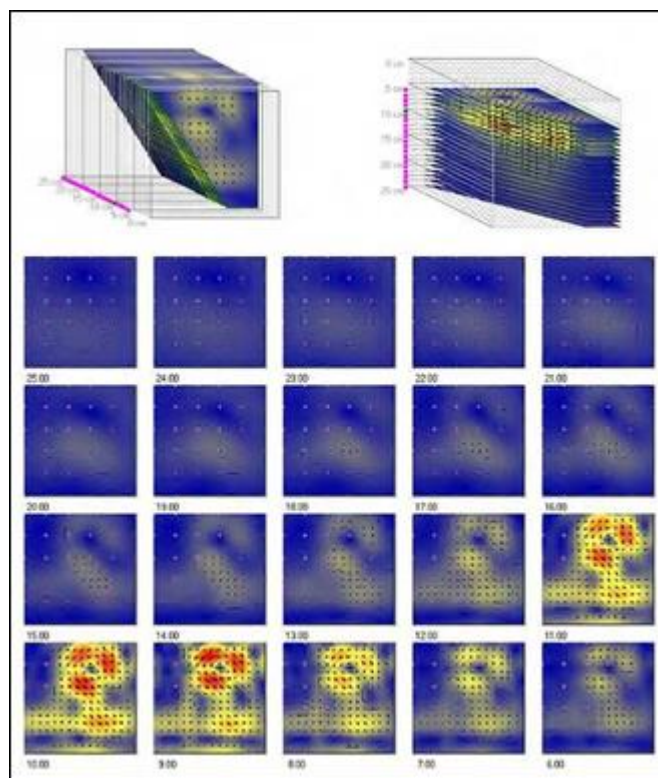


Рисунок 2.13 - 3D реконструкція струму в середині інтервалу ST-T пацієнта L.

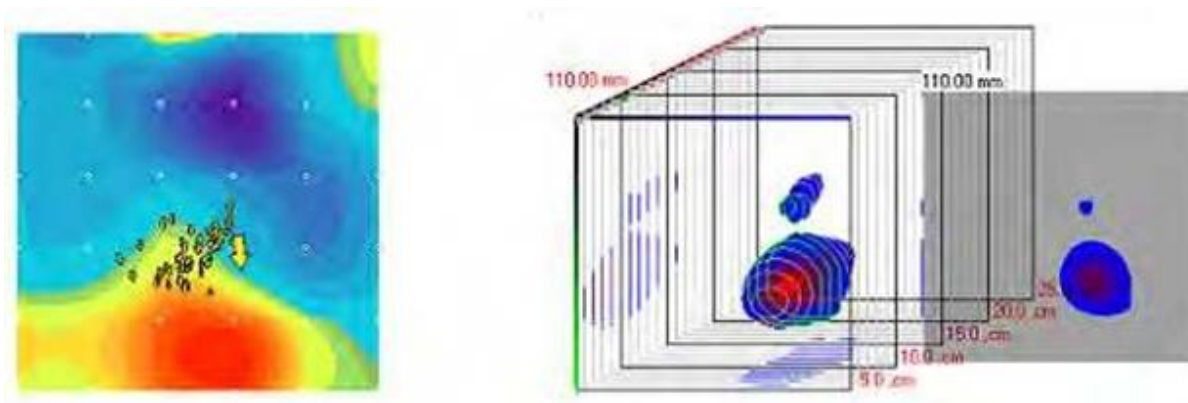


Рисунок 2.14 - 3-D реконструкція щільності диполів на середині інтервалу ST-T пацієнта Л. Аксонометрична проекція куба поточної реконструкції з «хмарою» щільності диполів. Відзначається шар з максимальною щільністю.

Хвора Т - жінка, 42 роки;

Скарги на нетиповий біль у грудях;

Абсолютна аритмія на ЕКГ у спокої внаслідок фібриляції передсердь, інакше – ЕКГ без змін.

Ергометрія 125 Вт, критерії кінцевої точки – досягнута цільова частота серцевих скорочень Ехо нормальна ехокардіограма.

Коронароангіографія Коронаросклероз, макроангіопатія формально виключена. LV-angio Крайова гіпокінезія верхівки, в іншому випадку – нормальні результати. ПЕТ Невелике локальне зниження перфузії міокарда в нижньоверхівковій ділянці.

Карти магнітокардіографії 2-D CDV в інтервалі ST-T представлені в

Рисунок 2.15. Карти неоднорідні, відсутність дипольної структури видно в інтервалі дірок ST-T. «Томографічне» представлення (Рисунок 2.16) показує одну, але некомпактну, розподілену область активності з нечіткими контурами. «Хмара» магнітних диполів (Рисунок 2.17), розташована приблизно в центральній частині куба реконструкції джерела, але також некомпактна і несферична.

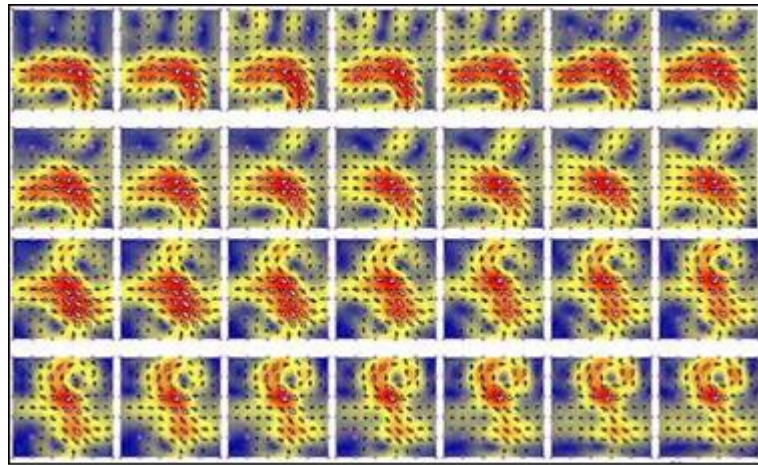


Рисунок 2.15 - Приклад реконструкції кількох векторних карт щільності струму протягом інтервалу ST-T пацієнта Т.

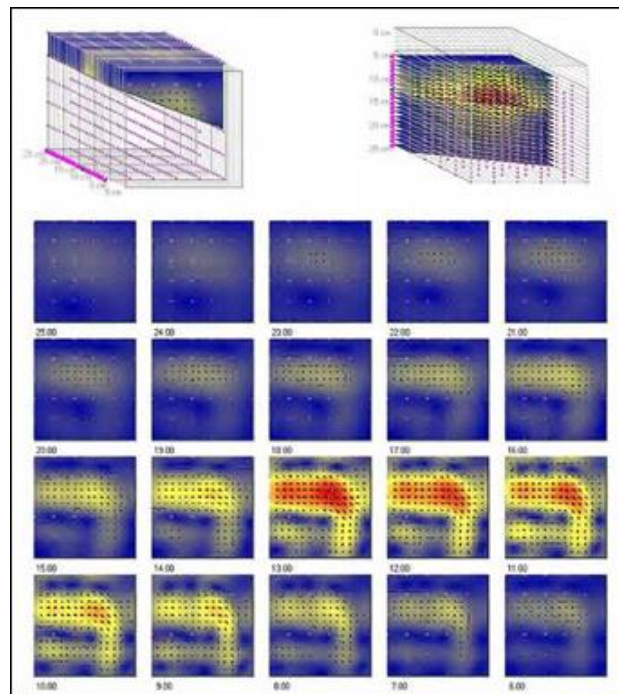


Рисунок 2.16 - 3D поточна реконструкція в середині інтервалу ST-T пацієнта Т.

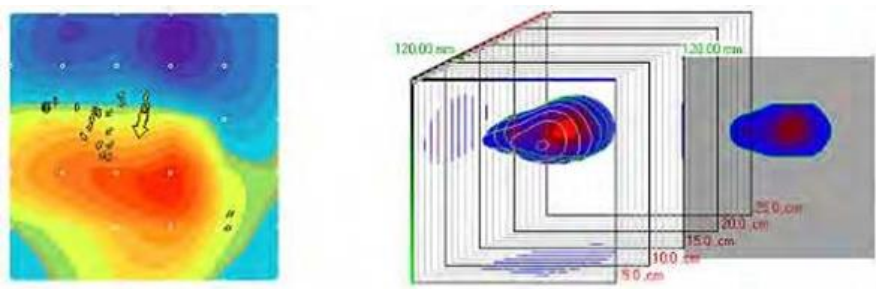


Рисунок 2.17 - 3-D реконструкція щільності диполів у середині інтервалу ST-T пацієнта Т.

Аксонетрична проекція куба реконструкції струму з «хмарою» густини диполів. Відзначається шар з максимальною щільністю.

Методи аналізу MCG-даних, засновані на зворотному розв'язанні, здатні дати найбільш цінну інформацію. Однак для оптимального використання цього підходу слід враховувати деякі методологічні аспекти.

Відомо, що зворотний розв'язок у класичній постановці не має однозначного розв'язку. Задача спрощується і може набути унікальності з визначенням «функціональних зв'язків» між вимірним магнітним полем і реконструйованими джерелами. Іншими словами, визначення моделей джерела поля (точкового диполя, шару струму, розподіленого в площині, струму, розподіленого в об'ємі) визначає зв'язки між джерелами поля та значеннями та розподілом магнітного поля в площині вимірювання.

Вибір моделі джерела поля досить складний. Цей вибір моделі джерела визначається, з одного боку, розмірами зони збудження, відстанню від датчика (точки реєстрації), діаметром котушки перетворення магнітного потоку, а з іншого боку, фізіологічною характеристикою досліджуваного процесу. Іншими словами, для обґрунтування моделі джерела біомагнітного сигналу об'єм активної тканини серця, де розподілено джерело, слід розглядати у зв'язку з параметрами поля, зареєстрованими в точках площини вимірювань. Для миттєвого «точкового диполя» модель є правильною у випадках дрібних, вогнищевих джерел у серцевому м'язі, зумовлених збудженням провідної системи Гіса-Пуркін'є та аритмогенними вогнищами. Навпаки, перфузійна недостатність, перш за все внаслідок ІХС, призводить до електрофізіологічних змін більш протяжних зон міокарда. Тому найбільш придатною моделлю для розв'язування оберненої задачі в даному класі пацієнтів є система струмів, розподілена в площині або, що найкраще, в об'ємі.

Особливо це актуально при аналізі періоду реполяризації шлуночків. Реполяризація є дифузним процесом, тобто при нормальному міокарді шлуночків одночасно збуджуються великі зони всього міокарда. Патологічні процеси призведуть до асинхронізації процесу реполяризації в нормальній і ураженій

зонах міокарда. Іншими словами, можна сказати, що різні зони міокарда знаходяться в різній електричній стадії через різницю в швидкості проведення.

Тому концепція клінічного аналізу отриманих електричних зображень базується на оцінці однорідності, «електромагнітної симетрії». Високогомогенний тип електричних струмів у всьому інтервалі ST-T в 2-d режимі та в середині ST-T Інтервал у 3-D режимі ми могли бачити на картах здорових волонтерів. В рамках нашої концепції ми могли припустити, що ці карти відображають відсутність зон міокарда з різними електричними властивостями. Найбільш неоднорідна структура поточних карт, яку ми могли побачити у пацієнта J. Це особливо чітко видно, коли аналізується тривимірне зображення – дві зони активності, розташовані на двох різних рівнях куба реконструкції – більше вгору та більше вниз. У цього пацієнта спостерігався найбільш виражений коронарний стеноз і найважча перфузійна недостатність методом ПЕТ.

Карти хворого L також неоднорідні, особливо на початку реполяризації шлуночків. На тривимірному зображенні також видно дві зони, обидві розташовані на одному рівні – трохи вгору. Виявлена недостатність перфузії в верхівковій та супроапікальній ділянках.

2-d карти і 3-d реконструкція пацієнта T можуть займати проміжне місце між картами здорових добровольців і картами пацієнтів з CAD в сенсі неоднорідності електричних зображень. У той же час була виявлена лише незначна недостатність перфузії (ймовірно, через мікроангіопатію) у верхівці. З патофізіологічної точки зору цю неоднорідність можна пояснити наявністю ішемії міокарда у спокої. Дійсно, відсутність ішемії в стані спокою, як правило, вважається поясненням нормальної ЕКГ у спокої у пацієнтів з ІХС. Пам'ятаючи, що ішемія є динамічним процесом із важливим часовим континуумом, який починається зі змін на молекулярній основі, за якими слідує деякі неспецифічні зміни у 12 відведеннях стандартної ЕКГ, прогресуючи, що призводить до порушень руху стінки та стенокардії як останнього кроку, це може бути можливим що цей новий метод здатний виявляти ознаки ішемії на дуже ранній фазі такого динамічного процесу.

Доведена за результатами ПЕТ перфузійна недостатність підтверджує наявність ішемії міокарда незалежно від нормальних результатів ЕКГ та інших рутинних досліджень. Яким чином недостатньо вивчені зони міокарда могли відображатися на 3-D струмових зображеннях. Загалом можна припустити два варіанти: у разі ураженого, але життєздатного міокарда, ділянки додаткової патологічної електричної активності можуть перекривати ці зони або розташовуватися поруч, представляючи так звані «струми ушкодження». У випадку нежиттєздатного міокарда, який повністю втрачає електричні властивості, електричний «дефект» можна побачити на 3-D електричних зображеннях.

Основним предметом подальших досліджень буде виявлення кореляції між тривимірними електричними зображеннями цих ділянок і сегментів міокарда в патологічних станах (різні стадії недостатності перфузії, гібернаційне оглушення та ін.). Також важливо з методологічної точки зору представити цифрову інформацію в «абсолютних термінах», як це досягається в інших методах діагностики. «Абсолютними термінами» магнітокардіографії, що аналізує однорідність електричних властивостей міокарда, є дисперсія швидкості проведення в певних фізіологічних періодах кардіоциклу, насамперед у межах реполяризації шлуночків.

У найближчому майбутньому таке програмне забезпечення, яке безпосередньо представлятиме зони гіпо-, гіпер- та нормальної провідності, а також діагностичні індикатори може бути розроблене для показу повного тривимірного електричного зображення серця. Той факт, що пацієнти з ІХС, імовірно з ішемією, але з нормальними результатами рутинних тестів, можуть бути ідентифіковані на основі повністю неінвазивного методу, становить великий клінічний інтерес.

Початкові результати попередніх досліджень з багатоканальною системою MCG всередині екранованого середовища завжди були обмежені високою вартістю самої системи та відсутністю пацієнта, наприклад, с.р. прийом лікаря. Нинішні дані показують результати значно дешевшої системи, яка не потребує

екранованого приміщення. Подальше підтвердження цих результатів у більшій популяції було б важливим кроком на шляху до мети обмежити інвазивні процедури, такі як коронарографія, тими пацієнтами, у яких діагноз ІХС підтверджено до процедури та яким, як видається, показано інтервенційне лікування.

Основним обмеженням цього дослідження є невелика кількість проаналізованих випадків. Тоді аналіз тривимірних магнітокардіографічних зображень досить суб'єктивний. Поки система оцінювання певною мірою залежить від досвіду спостерігачів, з необхідністю процедури навчання, реалізація автоматичного процесу відповідно до описаних критеріїв має покращити цей аспект[7].

РОЗДІЛ 3 МОДЕЛЮВАННЯ КРОВОТОКУ В КРОВОНОСНИХ СУДИНАХ ТА РОЗРОБКА ІНФОРМАЦІЙНИХ МОДЕЛЕЙ

3.1 Тривимірний модель кровотоку в коронарних судинах

Розділ присвячений опису комплексу моделей для багато-масштабного моделювання кровотоку. На основі тривимірної моделі течії в'язкої не стискаючої рідини послідовно конструюються одновимірні динамічні моделі течії в одній посудині, а потім повністю усереднена по простору (точкова) динамічна модель. У розділі наведено припущення та припущення, інтегрування рівнянь Нав'є-Стокса по сегменту пружної трубки та усереднення поперечного перерізу дає закон збереження маси у вигляді:

$$\frac{\partial S}{\partial t} + \frac{\partial Q}{\partial x} = 0 \quad (3.1)$$

та закон збереження імпульсу у вигляді:

$$\frac{\partial Q}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x} \left(\alpha \frac{Q^2}{S} \right) + \frac{S}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x} = K_r v, \quad K_r = 2\pi \frac{\mu}{\rho} \xi'(1), \quad (3.2)$$

де S - Площа поперечного перерізу, v - Лінійна швидкість, усереднена по поперечному перерізу, Q - потік, P - тиск, ρ - щільність крові,

μ - динамічна в'язкість крові,

$$\alpha = \frac{\gamma + 2}{\gamma + 1}, \quad \xi(y) = \frac{\gamma + 2}{\gamma} (1 - y^\gamma).$$

Тут γ - Параметр, що визначає форму профілю: $\gamma = 2$ відповідає параболічному профілю, $\gamma = 9$ відповідає майже повністю плоско-паралельному профілю. Підстановка $Q = Sv$ в (3.1), (3.2) дає:

$$\frac{\partial S}{\partial t} + \frac{\partial(Sv)}{\partial x} = 0, \quad (3.3)$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} + \left(\alpha - \frac{1}{2} \right) \frac{\partial v^2}{\partial x} + (1 + \epsilon) \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x} = -2\pi (\gamma + 2) \frac{\mu v}{\rho S} \quad (3.4)$$

Де:

$$\epsilon = (\alpha - 1) \frac{\rho S_0}{\rho_w S} \left(\frac{v}{c_0} \right)^2 \frac{1}{1 + \rho_w^{-1} c_0^{-2} P}, \quad (3.5)$$

S_0 - значення поперечного перерізу в ненапруженому посудині, w - щільність матеріалу стінки, c_0 - швидкість поширення пульсової хвилі (СРПВ). При $\gamma > 2$ маємо $\alpha \leq \frac{4}{3}$. Фізіологічно коректні діапазони інших параметрів

$$\rho < \rho_w, \quad S > S_0, \quad v < 0.5 \text{ м/с}, \quad c_0 > 4 \text{ м/с} \quad (3.6)$$

дають $\epsilon < 5 \cdot 10^{-3}$. Вважаючи α не залежить від x величиною і відкидаючи (3.5)

-Докладне, отримуємо:

$$\frac{\partial v}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x} \left(\left(\alpha - \frac{1}{2} \right) v^2 + \frac{P}{\rho} \right) = -2\pi (\gamma + 2) \frac{\mu v}{\rho S}. \quad (3.7)$$

Для майже плоско-паралельного профілю ($\gamma = 9, \alpha = 1.1$) маємо $\epsilon < 1.6 \cdot 10^{-3}$

З $\alpha \rightarrow 1$ слід $\epsilon \rightarrow 0$. Таким чином, в змінних (S, v) система (3.1), (3.2) має гіперболічний вигляд:

$$\frac{\partial \mathbf{V}}{\partial t} + \frac{\partial \mathbf{F}(\mathbf{V})}{\partial x} = \mathbf{G}(\mathbf{V}),$$

$$\mathbf{V} = \begin{pmatrix} S \\ v \end{pmatrix}, \quad \mathbf{F}(\mathbf{V}) = \begin{pmatrix} Sv \\ v^2/2 + p(S)/\rho \end{pmatrix}, \quad \mathbf{G}(\mathbf{V}) = \begin{pmatrix} \varphi \\ \psi \end{pmatrix}, \quad (3.8)$$

де $\phi(t, x)$ описує приплив чи стік рідини (крові) у трубці (судин) через її стінку, $\psi(t, x)$ описує зовнішні сили.

Запропоновано модель кровотоку в посудині з еліптичним перетином. Інтегрування рівнянь Нав'є-Стокса за еліптичним поперечним перерізом та його усереднення не змінює вигляд рівнянь і α . Для в'язкого члена отримуємо:

$$K_r = -\pi \frac{\mu}{\rho} (\gamma + 2) \frac{2 - k^2}{\sqrt{1 - k^2}}, \quad (3.9)$$

де $k = (1 - b^2/a^2)^{1/2}$ — ексцентриситет, a, b - велика і мала півосі.

Виводяться повністю усереднені простором моделі кровотоку. У формулі закон збереження маси записується як:

$$\frac{dV}{dt} = \Delta Q, \quad (3.10)$$

де V - обсяг аналізованої області, ΔQ - різниця потоків, що витікає і витікає.

Закон збереження імпульсу записується як:

$$I \frac{d^2 V}{dt^2} + R_h \frac{dV}{dt} + \Delta P = 0, \quad (3.11)$$

де ΔP - різниця тисків,

$$I = \frac{\rho l^2}{V}, \quad R_h = 2\pi \frac{\mu}{\rho} (\gamma + 2) \frac{\rho l^3}{V^2}. \quad (3.12)$$

Рішення, одержуване за допомогою точкової динамічної моделі, сходиться до рішення, одержуваного за допомогою одновимірної моделі, з першим порядком за простором побудови.

У розділ одновимірна модель кровотоку в одній судині узагальнюється модель кровотоку в судинній мережі шляхом постановки граничних умов. Обговорюються загальні принципи та існуючі підходи до встановлення граничних умов. У динамічних одновимірних моделях потрібно завдання граничних умов на вході в аорту, в легеневу артерію або іншу артерію живлення, в кінцевих точках великих вен або кінцевих артерій, в точках з'єднання судин між собою, в області стикування термінальних артерій і вен через області мікроциркуляції.

Умови на вході в артеріальну мережу можуть бути задані у вигляді попередньо визначеної функції часу, що описує серцевий викид або тиск. Інший спосіб полягає в поєднанні одновимірної моделі кровотоку та моделі, що описує динаміку серцевого викиду. В цьому випадку може бути побудована повністю замкнута одновимірна динамічна мережна модель. В рамках одновимірної моделі гемодинаміки області мікроциркуляції розглядаються як області з'єднання термінальних артерій та вен, у яких ставляться спеціальні граничні умови, що забезпечують фізіологічну різницю тиску. У деяких випадках на кінцях термінальних артерій можуть бути встановлені умови вільного стоку.

В областях з'єднання судин зазвичай використовуються закон збереження маси, умови безперервності інтеграла Бернуллі, тиску або закон Пуазейля, які поєднуються з умовами сумісності вздовж характеристик (8), що залишають області інтегрування.

Сформульовано невідбивні граничні умови в кінцевих точках судин, які отримані шляхом проектування умови спільності відповідний лівий власний вектор якобіана системи.

Представлені нові граничні умови, що забезпечують безперервний асимптотичний перехід рішення від випадку судин, що з'єднуються, до випадку суцільного судини. Жоден з варіантів широковикористовуваних граничних умов не забезпечує безперервність похідних рішення за часом у галузі з'єднання судин у наступних двох граничних випадках: з'єднання двох однакових судин і з'єднання двох однакових судин з третьою боковою судиною, що має нескінченно малий діаметр. У цих випадках рішення в області з'єднання повинно збігатися з рішенням для однієї довшої судини без виділення з'єднання всередині неї (суцільна судина).

Пропонується таке вирішення цієї проблеми. Нехай область з'єднання N утворена M судинами (рисунок 3.1).

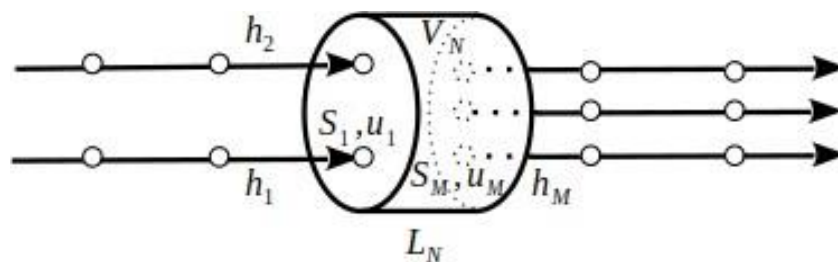


Рисунок 3.1 - Схема з'єднання судин

Граничні умови в галузі з'єднання включають закон збереження маси та імпульсу:

$$\frac{dV_N}{dt} = \sum_{j=1}^M \varepsilon_j S_j u_j, j = 1, \dots, M, \quad (3.13)$$

$$I_N \frac{d^2 V_N}{dt^2} + R_N \frac{dV_N}{dt} + P_{int} - P_{ext} = 0, \quad (3.14)$$

де P_{ext} — середній тиск на межі області з'єднання судин, що є усередненням тисків у кінцевих точках судин $x \sim j$, P_{int} - тиск в області з'єднання, яке визначиться пружністю стінок області.

Методика обчислення P_{ext} P_{int} , що забезпечує коректну асимптотику при граничному переході до суцільної судини, враховує, що область з'єднання сформована з тканин, пружні властивості яких близькі до пружних властивостей тканин всіх її судин. При відходженні дрібної судини від великої магістральної, властивості матеріалу області з'єднання близькі до властивостей магістральної судини. У результаті визначальне співвідношення для області з'єднання судин записується у вигляді:

$$P_{int}(V_N) = \frac{\sum_{j=1}^M P_j \left(\frac{V_N}{L_N} \right) (S_0)_j^l}{M \sum_{j=1}^M (S_0)_j^l}, \quad (3.15)$$

де P_j - Тиск, обчислений за визначальним співвідношенням для судини j . Відповідно, пружні властивості судин більшого калібру дають більший внесок у пружні властивості області з'єднання. Емпіричний показник ступеня l дозволяє параметрично керувати впливом пружності судин на пружність з'єднання. Численні експерименти показують, що при $l < 5$ вклад великих судин помітно зростає, а при $l \geq 5$ помітних змін немає. При $l = 5$ у разі відгалуження з малим діаметром тиск у магістралі найближче до тиску в суцільній посудині.

Вклад тисків на кінцях судин у ефективний тиск на межі області можна оцінити за допомогою закону Пуазейля:

$$P_j(S_j) - P_{ext} = \varepsilon_j R_j S_j u_j \sim S_j^4,$$

оскільки $R_j \sim S_j^2$, $u_j \sim S_j$. Таким чином, отримуємо:

$$P_{ext}(S_1, S_2, \dots, S_M) = \frac{\sum_{j=1}^M P_j(S_j) S_j^4}{\sum_{j=1}^M S_j^4}. \quad (3.16)$$

При з'єднанні двох однакових судин $S_1 \approx S_2$ та (3.15), (3.16) дають:

$$P_{int}(V_N) = P_1 \left(\frac{V_N}{L_N} \right) = P_2 \left(\frac{V_N}{L_N} \right), \quad P_{ext}(S_1, S_2) \approx \frac{1}{2} (P_1(S_1) + P_2(S_2)).$$

Тобто область з'єднання має ті ж пружні властивості, що і судини, що її утворюють, а середній тиск на кордоні визначається середнім тиском на кінцях судин.

У разі відходження дрібної судини від великої магістральної судини $S_1 \approx S_2 \approx S \gg S_3$, $P_1(S) = P_2(S) = P(S)$ з (15), (16) отримуємо:

$$P_{int} \left(\frac{V_N}{L_N} \right) = P \left(\frac{V_N}{L_N} \right) + \frac{1}{2} \left(\frac{S_3}{S} \right)^5 \cdot P_3 \left(\frac{V_N}{L_N} \right) \approx P \left(\frac{V_N}{L_N} \right),$$

$$P_{ext}(S_1, S_2, S_3) \approx \frac{1}{2} (P_1(S_1) + P_2(S_2)) + \frac{1}{2} \left(\frac{S_3}{S} \right)^5 \cdot P_3(S_3) \approx \frac{1}{2} (P_1(S_1) + P_2(S_2))$$

тобто пружність області з'єднання практично повністю визначається пружністю магістральних судин, а середній тиск на кордоні визначається середнім тиском на кінцях магістральних судин, що відповідає фізіології.

Алгоритм обчислення граничних умов на кінцях судин, що формують область з'єднання N при переході між шарами за часом t_n і t_{n+1} полягає у розв'язанні задачі Коші для рівняння з початковими умовами $V_N(t_n)$ (відомо з попереднього кроку) і $\frac{dV_N(t_n)}{dt}$ (визначається з при $t = t_n$). При використанні явного методу містить значення S_j при $t = t_n$ і інтегрування не становить труднощів. Після цього S_j при $t = t_{n+1}$ знаходяться як коріння рівнянь $P_j(S_j) = P_{int}(V_N(t_{n+1}))$, і далі, u_j з дискретизації умов спільності вздовж характеристики, що залишає область інтегрування. При використанні неявного методу (3.16) містить значення S_j при $t = t_{n+1}$. Це призводить до виникнення вкладеного ітераційного процесу, оскільки невідомими наразі є не тільки V_N і $\frac{dV}{dt}$, але і S_j .

Сформульовано таке твердження. Нехай один із вхідних в область з'єднання судин j_1 і один з вихідних з області з'єднання судин j_2 мають однакові властивості. Нехай діаметри інших судин прагнуть нуля. При однаковому кроці просторової сітки $h_{j_1} = h_{j_2} = h$ маємо рішення, що асимптотично збігається з рішенням (8) для однієї судини довжини $2L$ з точністю $O(h)$.

Визначальне співвідношення для судини з еліптичним перерізом, що записується у вигляді

$$P = F(S, a, b) = \frac{-B + \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A}, \quad (3.17)$$

де $A = \pi \frac{C_a C_b a^8}{D^2}$, $B = \pi (a + b) \frac{C_a a^4}{D}$, $C = \pi ab - S$, D - згинальна жорсткість,

$$C_a = K(k) \left(\frac{b^2}{2a^2} + \frac{b}{2ka} \arcsin k \right) - \frac{1 - 3k^2 + 2k^4}{16} + \frac{b}{16ka} \arcsin k, \quad (3.18)$$

$$C_b = \frac{K(k)}{2} + \frac{3k^2 - 1}{16} + \frac{b^2 (8K(k) + 1 + 3k^3)}{32ka^2} \ln \frac{1+k}{1-k} \quad (3.19)$$

$$K(k) = \frac{1}{6} \left(-1 + 2k^2 + (1 - k^2) \frac{F(k)}{E(k)} \right), \quad (3.20)$$

$$\text{де } k = \left(1 - \left(\frac{b}{a}\right)^2\right)^{1/2}, \quad F(k) \text{ и } E(k)$$

$F(k)$ та $E(k)$ - повні еліптичні інтеграли першого і другого роду

$$F(k) = \int_0^1 \frac{dx}{\sqrt{(1-x^2)(1-k^2x^2)}}, \quad E(k) = \int_0^1 \frac{\sqrt{1-k^2x^2}}{\sqrt{1-x^2}} dx$$

У розділі обговорюються способи обліку моделі реологічних властивостей крові, зовнішніх сил і фізіологічних реакцій матеріалу стінки судини. На рисунку 3.2 представлена модель кровотоку в лівому серці з урахуванням динаміки відкриття та закриття клапанів. Вважатимемо, що камери серця є пружними резервуарами зі змінним об'ємом. Їхня пружність залежить від величини потенціалу дії, що поширюється по міокарду. Потоки між передсердям та шлуночком, а також між шлуночком та аортою залежать від кута відкриття відповідних клапанів.

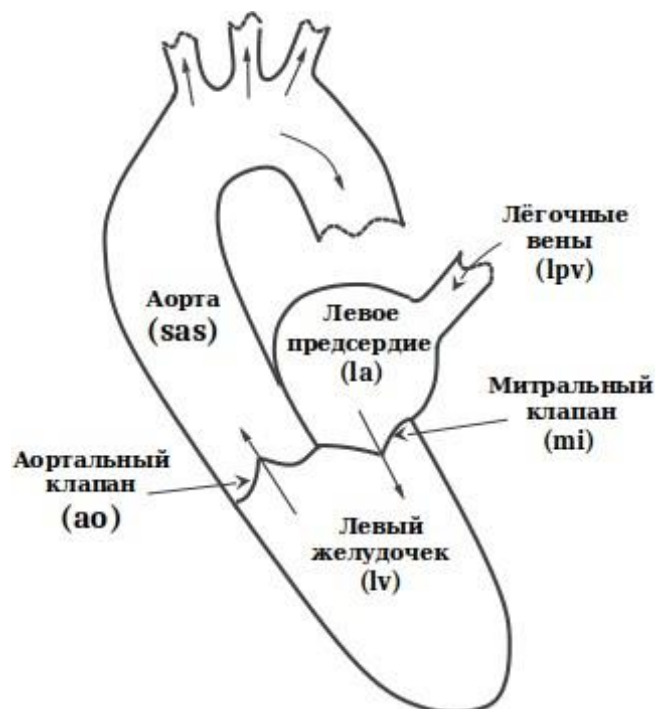


Рисунок 3.2 - Схема просторово усередненої моделі лівого серця

Описуватимемо динаміку кровотоку в кожній камері за допомогою повністю усередненої за обсягом динамічної моделі (3.11):

$$I_k \frac{d^2 V_k}{dt^2} + R_k \frac{dV_k}{dt} + E_k(t) (V_k - V_k^0) + P_k^0 = P_k, k = lv, la,$$

де k - індекс камери серця ($k \in \{ la, lv \}$), V^0 - обсяг камери серця в ненапруженому стані, P^0 - значення тиску, що приймається за точку відліку, I - Коефіцієнт інерційності стінок камери, R - коефіцієнт гідравлічного опору камери. Використовуючи концепцію змінної пружності міокарда, залежність $E(t)$ задаємо у вигляді:

$$E(t) = E^d + \frac{E^s - E^d}{2} e(t), \quad 0 \leq e(t) \leq 1, \quad (3.22)$$

де функція активації $e(t)$ є безперервною періодичною функцією часу з періодом рівним тривалості серцевого циклу. Закон збереження маси для камер:

$$\frac{dV_{la}}{dt} = Q_{lpv} - Q_{mi}, \quad \frac{dV_{lv}}{dt} = Q_{mi} - Q_{ao}. \quad (3.23)$$

де Q_{lpv} - потік їх легеневих вен в передсердя, Q_{mi} - потік з передсердя в шлуночок через мітральний клапан, Q_{ao} - потік зі шлуночка в аорту (рисунок 3.2). Потоки між камерами або між камерою і з'єднаною з ним судиною описуватимемо законом Пуазейля:

$$Q_{ao} = g_{ao}(\theta_{ao}) \frac{P_{lv} - P_{sas}}{R_{ao}}, \quad Q_{mi} = g_{mi}(\theta_{mi}) \frac{P_{la} - P_{lv}}{R_{mi}}, \quad Q_{lpv} = \frac{P_{lpv} - P_{la}}{R_{lpv}}, \quad (3.24)$$

Де:

$$g(\theta_k) = \begin{cases} 0, & \theta_k < \theta_k^{min}, \\ \frac{(1 - \cos \theta_k)^2}{(1 - \cos \theta_k^{max})^2}, & \theta_k^{min} \leq \theta_k \leq \theta_k^{max} \\ 1, & \theta_k > \theta_k^{max}. \end{cases}, \quad k \in \{ ao, mi \} \quad (3.25)$$

Рівняння руху аортального та мітрального клапанів поставимо на основі другого закону Ньютона:

$$\begin{aligned}
\frac{d^2\theta_{ao}}{dt^2} &= -K_{ao}^f \frac{d\theta_{ao}}{dt} + (P_{lv} - P_{sas}) K_{ao}^p \cos \theta_{ao} + K_{ao}^b Q_{ao} \cos \theta_{ao} - \\
&\quad - K_{ao}^v Q_{ao} \sin 2\theta_{ao} \tilde{f}_{ao}, \\
\frac{d^2\theta_{mi}}{dt^2} &= -K_{mi}^f \frac{d\theta_{mi}}{dt} + (P_{la} - P_{lv}) K_{mi}^p \cos \theta_{mi} + K_{mi}^b Q_{mi} \cos \theta_{mi} - \\
&\quad - K_{mi}^v Q_{mi} \sin 2\theta_{mi} \tilde{f}_{mi},
\end{aligned} \tag{3.26}$$

де K_k^f , K_k^p , K_k^b , K_k^v - Деякі константи. У правій частині (3.26) перший доданок описує дію сили тертя, що виникає в результаті опору в тканинах в основі клапана, друге - силу, що виникає за рахунок градієнта тиску, спроектованого на нормаль до ступків клапана, третє - прискорення, що повідомляється потоком крові, четверте - описує втрати, пов'язані з утворенням вихорів за клапаном. Функції дозволяють здійснити гладке перемикання (3.27) у відповідності зі знаком різниці тисків через відповідний клапан. Початкові умови задані у вигляді:

$$\begin{aligned}
\tilde{f}_{ao} &= \frac{1}{2} \left(1 + \tanh \tilde{A}_{ao} (P_{lv} - P_{sas}) \right), \quad \tilde{A}_{ao} = 10 \\
\tilde{f}_{mi} &= \frac{1}{2} \left(1 + \tanh \tilde{A}_{mi} (P_{la} - P_{lv}) \right), \quad \tilde{A}_{mi} = 10,
\end{aligned} \tag{3.27}$$

$$V_k(0) = V_k^0, \frac{dV_k}{dt}(0) = 0, \theta_l(0) = 0, \frac{d\theta_l}{dt}(0) = 0, k \in \{la, lv\}, l \in \{ao, mi\},$$

де V_k^0 - Значення об'ємів камер серця на початку систоли, камери і клапани в цей момент закриті і спочивають. Конкретні значення початкових умов грають великий ролі, оскільки перебуває періодичне рішення.

Істотною відмінністю від інших моделей є зв'язок моделі руху клапанів (3.27) із точковою моделлю динаміки об'ємів камер серця (3.21). Ідентифікація параметрів пацієнта, включаючи частоту серцевих скорочень, кути відкриття клапанів, об'єм камер може бути виконана у звичайній клініці за допомогою ехокардіографії та інших загальноприйнятих методів. Вимір деяких параметрів моделі (коефіцієнта інерції, гідравлічного опору, змінної функції пружності) може бути виконано тільки в рамках унікального клінічного дослідження за заздальгідь розробленою методикою. Ці

параметри можуть визначатися шляхом підбору відомих вимірених та обчислених змінних.

Нехай V - безліч вузлів мережі, E - безліч ребер (мікросудин). Кожне ребро задається парою кінцевих вузлів $(u, v) : u, v \in V$. Кожна конкретна мережа задається парою множин (V, E) . Характерна кількість мікросудин в 1 см^3 пропорційно 10^5 . Кровотік у мікроциркуляторному руслі розраховується на основі закону Пуазейля та закону збереження маси у вузлах, що представляють сполуки мікросудин.

$$Q_{uv} = \frac{P_v - P_u}{R_{uv}}, \forall uv, \sum_{uv \in \mathcal{P}_u} Q_{uv} = 0, \forall u, \quad (3.28)$$

де Q_{uv} - об'ємний потік між вузлами u і v якщо вони з'єднані ребром (u, v) , P_u - тиск у вузлі u , R_{uv} - Коефіцієнт гідродинамічного опору ребра (u, v) , u - безліч ребер, що мають загальний вузол u . Нелінійні ефекти, пов'язані з неньютонівською поведінкою крові, пропонується враховувати наступною емпіричною залежністю:

$$R_{uv} = \frac{8\mu l_{uv}}{\pi k_{uv} r_{uv}^4} (1 + \alpha Q_{uv}^2)^{-1} \quad (3.29)$$

де l_{uv} - Довжина ребра, r_{uv} - Радіус ребра, $k_{uv} = 1$ для нормальних судин та $k_{uv} > 1$ для новоутворених судин за її зростанні біля пухлини.

3.2 Розробка інформаційних моделей для діагностування стану коронарних судин на основі “Фазелочек”

Ішемічна хвороба серця (ІХС) залишається однією з провідних причин тимчасової та стійкої втрати працездатності, інвалідизації та смертності населення в економічно розвинутих країнах і є однією з найактуальніших проблем кардіології. На сьогодні серцево-судинні захворювання викликають 47% усіх випадків смерті серед населення Європи, що становить 4 млн. випадків щороку. В Україні ІХС становить 65% у структурі смертності від захворювань системи кровообігу працездатного населення та є головною

причиною інвалідизації.

Незважаючи на те, що в Європі рівень смертності, асоційованої з ІХС за останні десятиріччя знизився, дана патологія залишається однією з провідних причин смерті. Відносні показники рівня STEMI знижуються, в той час, як NSTEMI, відповідно, підвищуються. Незважаючи на зниження рівня смертності, асоційованої з STEMI, що супроводжується розширенням практики проведення реперфузійної терапії, смертність залишається значною. Госпітальна смертність у даних пацієнтів, згідно європейських реєстрів, коливається на рівні 4-12 %.

Інфаркт міокарда є найчастішим проявом ішемічної хвороби серця та однією з основних причин інвалідності й смертності працездатного населення. Летальність при інфаркті міокарда становить 18,5 - 40%, значне число хворих вмирає від початку нападу й у більшості випадків до госпіталізації. Протягом останніх 10 років значно підвищилась частота виникнення NSTEMI (інфаркт міокарда без підйому сегмента ST). Важливим моментом введення хворих з NSTEMI є розробка стратифікації і прогнозування перебігу, використовуючи різноманітні клініко-інструментальні параметри.

Систематизовані дані про характер ураження коронарних артерій у пацієнтів з NSTEMI демонструють, що 10-20% пацієнтів мають інтактні коронарні артерії, в 30-35% випадків наявне ураження однієї, в 25-30% - 2 артерій і в 5-10% - ураження стовбура лівої коронарної артерії різного ступеня. Низка досліджень демонструють менш значущі анатомічні зміни в коронарних артеріях у жінок порівняно з чоловіками в усіх вікових групах.

Постановка проблеми. В Україні частота реєстрації інфаркта міокарда (ІМ) є однією з найвищих в Європейській популяції і становить близько 50 тис. випадків щорічно, що дає підставу вважати цю патологію однією з пріоритетних медико-соціальних проблем нашого суспільства. Згідно четвертого універсального визначення термін “інфаркт міокарда”, використовується у разі наявності доведеного некрозу міокарда внаслідок

гострої тривалої ішемії міокарда. Саме з некрозом і наступним фіброзом міокарда пов'язана активація структурно-геометричної перебудови камер серця, яка обумовлює цілу низку проблем у післяінфарктному періоді. У віддаленні терміни ІМ прогноз виживання хворих визначається, переважно, розвитком та прогресуванням серцевої недостатності (СН), основу якої складає дисфункція лівого шлуночка (ЛШ).

За оцінками науковців, до 2030 року 44% населення матиме той чи інший тип серцево – судинних захворювань (ССЗ). Пацієнти з ССЗ відчують численні суб'єктивні симптоми, включаючи втому, задишку або біль у грудях, що впливає на їх фізичний, емоційний та соціальний стан зі значним погіршенням якості життя.

Метою роботи є розробка стратифікації і прогнозування перебігу захворювання, що надасть можливість проводити профілактику і запобігати дестабілізації перебігу захворювання і розвитку різних ускладнень хворих з NSTEMI.

Світовий досвід розвитку МІС. Впровадження інформаційних технологій в таку нетрадиційну і консервативну область, як медицина почалася в другій половині 60-х років з робіт Н. М. Амосова, який вперше в світі створив стандартизовану історію хвороби, орієнтовану на застосування в комп'ютері. На початку 70-х В. І. Бураковський ввів в дію першу в світі автоматизовану систему стеження за хворими і підтримки рішень лікаря за допомогою математичних моделей. У ці ж роки Л. Осборн використовує в Сан-Франциско міні-ЕОМ для лікування тяжкохворих, а Дж. Кірклін разом з Л. Шепард створює в Алабамі і реалізує на "приліжковій" міні-ЕОМ алгоритм лікування гострої важкої серцевої недостатності.

Почалося створення інформаційних медичних систем. У зв'язку з бурхливим розвитком можливостей комп'ютерної техніки та інформаційних технологій, а також з прогресом в медичній техніці, біоелектроніці, молекулярній біофізиці, фізичній хімії, біохімії, генетиці, імунології, а також кібернетиці і інформатиці відбувається розвиток теоретичних основ

впровадження інформаційних технологій при створенні МІС. Сформувалися цілі галузі науки - медична кібернетика та медична інформатика, які дозволили на теоретичному рівні провести дослідження щодо застосування кібернетичних методів для підвищення якості всіх етапів лікувально-профілактичного процесу.

При цьому виникли завдання формалізації медичних даних шляхом створення формалізованих і стандартизованих амбулаторних карт (ФАК), історій хвороби (ФІБ), медичних баз знань, і це завдання, на жаль не вирішена повною мірою до теперішнього часу. В кінці ХХ століття отримала розвиток телемедичних технологій, що прискорило збір і аналіз медичної інформації. Крім безпосередньої формалізації медичних даних виконувалися роботи з оцінки їх інформативності і розробки математичних методів і моделей синтезу комп'ютерного діагнозу. Виділено 7 рівнів розвитку МІС.

Перший рівень (автоматизовані медичні записи) – які відповідають формалізованим медичним записам на паперових носіях. Для реалізації зазначеного рівня розроблені різні стандартизовані форми подання медичної інформації.

Другий рівень (Computerized Medical Record System) – поєднання комп'ютеризованих записів, зроблених пацієнтом і медичним персоналом, та інформації, отриманої з медичних діагностичних приладів різного призначення.

Третій рівень (Electronic Medical Records) – інтеграція електронних записів з експертними системами в процесі діагностики, вибору стратегії лікування, пошуку необхідних ліків, контролю за проведеним лікуванням.

Четвертий рівень (Electronic Patient Record Systems) – розвиток МІС, коли вся інформація про пацієнта знаходиться в серверах комунікаційної мережі і можливий обмін медичною інформацією між різними серверами. При цьому активно використовуються можливості телемедицини.

П'ятий рівень (Electronic Health Record) – розвиток МІС, що відрізняється від четвертого рівня необмеженим джерелом інформації про

здоров'я пацієнта і відображають топологію і типологію фізіологічних або патологічних процесів у людини.

Шостий рівень (СППРМ) – які включають синергетичні бази даних і бази знань, з урахуванням взаємодії природного і штучного інтелекту.

Сьомий рівень (Міжнародний Колективний Медичний Розум) – об'єднання в глобальну мережу через Інтернет МІС попередніх рівнів. При цьому будуть оцінюватися накопичені в базах МІС дані про різних класах і типах хворих з метою узагальнення і отримання нових знань, а також прийматися активну участь в лікувально-реабілітаційному процесі конкретних пацієнтів.

Наведена класифікація не вичерпує всього спектру МІС. Розрізняють МІС за спеціалізаціями та напрямків медицини (кардіологічні, психодіагностичні та ін.), По застосовуваних методів і приладів дослідження (томографічні, ультразвукові, фонографічні і т.д.), по режимам роботи (системи скринінгових обстежень, сигнальні системи в палатах інтенсивної терапії і ін.).

Розроблено та експлуатуються кілька десятиліть такі МІС як PUFF – діагностика легневих захворювань, VM – контроль стану пацієнтів в палатах інтенсивної терапії, AI/COAG – діагностика захворювань крові, AI/RHEUM – діагностика ревматичних захворювань, MUCIN – діагностика інфекційних захворювань, ONCOCIN – моніторинг пацієнтів, що проходять курс хіміотерапії, "Гарвей" – контроль стану серцево-судинної системи для реанімаційних відділень, операційних, палат інтенсивної терапії, кабінетів функціональної діагностики і т.д., "Айболіт" – оцінка властивостей системи кровообігу по індивідуалізованій моделі пацієнтів відділенні інтенсивної терапії, АСПОН – автоматизована система профілактично оглядів населення, INTERNIST, MDX 2, – інтегровані медичні системи та ін.

Однак, незважаючи на значні успіхи в інформатизації медицини, як концепції, так і цілі інформатизації в медицині відстають від можливостей сучасної техніки. Найчастіше всередині госпіталів рентгенівські плівки все

ще переносять в руках, а для реєстрації біосигналів (ЕКГ, ЕЕГ, РГ та ін.) використовуються самописці з ручною розшифровкою зазначених сигналів.

Недостатні темпи інформатизації медицини пояснюються (крім фінансових, адміністративних і правових аспектів) ще і складністю об'єкта дослідження (організм людини і його взаємодію з навколишнім середовищем), а також тим, що величезний досвід становлення і розвитку кібернетики та інформатики в другій половині ХХ століття, включаючи помилки і невдачі, не враховується, забутий або ігнорується.

Здоров'я людини складається з чотирьох складових: фізіологічне, духовне, психічне і соціальне. При цьому стан здоров'я конкретного пацієнта визначається процесами внутрішнього і зовнішнього взаємодії між речовиною, енергією та інформацією людини і зовнішнього середовища, з метою підтримки необхідного рівня інформаційно-енергетичного гомеостазу.

Виділено 15 рівнів взаємодії організму і зовнішнього середовища:

- 0-й рівень генетичного генератора польового взаємодії речовини, енергії, інформації внутрішнього і зовнішнього середовища людини;
- 1-й рівень квантово-біофізичний і біохімічний системозадаючий;
- 2-й електромагнітний системоорганізуючий рівень електромагнітного поля серцево-судинної та інших систем;
- 3-й - біоатомарний рівень;
- 4-й - біомолекулярний рівень;
- 5-й - клітинний рівень;
- 6-й - тканинний рівень;
- 7-й - органний рівень;
- 8-й - біосистемної рівень;
- 9-й - організаційний рівень;
- 10-й - рівень тонкого ефірного тіла;
- 11-й - рівень астрального (емоційного) тіла;
- 12-й - рівень ментального тіла;
- 13-й - рівень каузального тіла;

– 14 - зона контакту і інтерфейсу з природного і антропо-екологічним середовищем.

В даний час медицина може отримати неповні медичні дані, що відображають динаміку взаємодій рівнів 0-9. На жаль, все ще не відомі дані рівнів 10-13.

При порушенні взаємодії програм внутрішніх рівнів організму і зовнішнього середовища розвиваються функціональні або морфологічні зміни організму, які пов'язані з реакцією регуляторних систем і компенсацією змін параметрів гомеостазу за рахунок включення резервних механізмів регуляції. У разі вираженого відхилення від належного гомеостазу, спрацьовують сигнальні системи організму і з'являються відчуття дискомфорту – суб'єктивні симптоми наявності патологій.

Складність побудови діагнозу хворого або здорового людини пояснюється ще й тим, що людина навіть в допологовому періоді на основі генетичного контролю успадковує не тільки програми розвитку взаємодії на різних часових і структурних рівнях організму, що розвивається, а й програми можливої патології. Передбачається, що вони проявляють себе на рівнях взаємодії системозадаючих і системоорганізуючих програм, вбудованих в геном організму, що розвивається, під впливом несприятливих факторів зовнішнього середовища. Відзначаються наступні проблеми інформатизації лікувально-діагностичного процесу, які по суті є проблемами побудови СППРМ.

1) Створення комп'ютерних баз фундаментальних знань за умови їх об'єднання з можливостями телекомунікацій. Змістовною частиною зазначених баз знань є системи законів, закономірностей, евристики, практично і статистично перевірений досвід, норми та ефективні загально визнані методи досліджень пацієнтів.

2) Розробка та впровадження методів і приладів отримання і введення медичної інформації (датчики фізіологічних і фізичних параметрів, лабораторні прилади, контрольно-вимірювальні і моніторно-комп'ютерні

комплекси). Однак, переважання зарубіжних фірм в постачанні медичних інформаційно-вимірювальних систем обумовлює непомірно високу вартість сучасної медичної контрольної-вимірювальної апаратури (десятки і сотні тисяч доларів). В даний час широко використовуються в діагностиці ехографічні, томокомп'ютерні, ангіографічні, ендоскопічні та інші види зображень. Але залишаються ще невирішеними питання достовірності отриманої із зазначених зображень інформації та їх правильна інтерпретація.

3) Розробка та обґрунтування застосування математичних методів збору і аналізу медичних даних. Будь-яка МІС, починаючи з третього рівня, формує комп'ютерний діагноз на основі аналізу медичних даних з використанням різних математичних методів і моделей. При статистичній обробці медичних даних часто не враховується достатність і необхідність набору діагностичних ознак, їх комбінаторний, а також динамічний характер зміни.

4) Розробка форм представлення і візуалізація медичних даних і знань. При цьому розробка дружнього інтерфейсу має вирішальне значення для забезпечення їх конкурентоспроможності. В сучасних МІС спілкування лікаря з ПК стало природним на рівні не тільки цифр, але і за допомогою тексту і образів (реальних медичних зображень: рентгенограм, ехограм, томограм та інших, а також віртуальних – синтезованих комп'ютером за результатами вимірювань). У зв'язку з вище викладеним, при розробці СППРМ актуальною стає проблема оптимального співвідношення кількісного і образного представлення інформації, найбільш адекватного психосенсорним здібностям користувачів-лікарів.

5) Організація зберігання медичних даних, включаючи системи архівування та документування зображень із забезпеченням введення і збереження протоколів обстежень, заключних діагнозів і іншої супровідної інформації. Однак, проблеми змістовної частини, істинності і конструктивності медичних знань, прийнятний рівень формалізації, однозначна інтерпретація даних є актуальними і вимагають негайних рішень.

Завдання, які вони вирішують:

Інформаційна система – організаційно впорядкована сукупність документів та інформаційних технологій, в тому числі з використанням засобів обчислювальної техніки і зв'язку, що реалізують інформаційні процеси.

Оброблення інформації в інформаційній системі може здійснюватися ручним, механізованим, автоматизованим і автоматичним способом.

У межах кожного рівня інформаційні системи зазвичай ще діляться за функціональним принципом, тобто за цілями і завданнями, які вони вирішують.

Методологія реалізація МІТ.

У медичних інформаційних системах обробка даних та знань зводиться до трьох основних етапів:

1. Елементи інформації розміщуються у певних рубриках, які мають вигляд параметрів та діагнозів;

2. Бази зібраних даних та теоретичних знань упорядковуються - формується їх структура, визначається порядок розміщення інформації та характер взаємозв'язку між елементами інформації;

3. Здійснюється вибір найбільш необхідної інформації, приймається рішення, редагується база знань та база даних.

По суті, прийняття рішення зводяться до ідентифікації нелінійних об'єктів з одним виходом та багатьма входами.

У МІТ для обробки інформації використовуються два підходи до організації медичних даних:

- Фрагментування;
- Комплексування.

При фрагментуванні задача обробки даних підрозділяється на окремі частини з метою більш ефективного її розв'язання.

При комплексуванні для вирішення окремих задач параметри об'єднуються в більш великі розділи.

На практиці в МІТ знаходять застосування обидва підходи, оскільки дані

різних досліджень тісно пов'язані між собою. Результати обробки використовуються для верифікації діагнозу, вибору методів лікування, прогностичних висновків тощо.

При розробці медичних діагностично-інформаційних систем велике значення має аналіз параметрів, які використовує сучасна медицина.

При розробці медичної інформаційної системи МІС необхідно розв'язати ряд завдань, а саме:

- вибір та визначення призначення системи;
- вибір структурної схеми системи;
- формування та аналіз переліку нозологічних форм, які будуть вивчатись, збір статистично достовірної інформації про наявність симптоматики, а також про функціональний стан організму;
- вибір методу оброблення біомедичної інформації;
- побудова алгоритму для розв'язання задач оцінювання біомедичної інформації та формування діагностичного і прогностичного висновків.

Проектування МІС буде високоякісним лише у випадку, коли дослідження проводить досвідчений лікар-діагност. Таке дослідження може проектуватись групою кваліфікованих експертів у даній галузі діагностики.

Базова структура МІС, подана на рис. 3.3, демонструє наявність у інтерфейсу комп'ютерної програми з двома функціями: отримання знань у експерта та ведення діалогу з користувачем.

У роботі будується МІС система шляхом проектування та налаштування нечітких баз знань, які являють собою сукупність лінгвістичних висловлювань типу: якщо <входи>, то <виходи>.

Захворювання проявляється у вигляді тих чи інших ознак. За наявністю, ступенем прояву та за сукупністю ознак приймається рішення про рівень ураження коронарних артерій серця.

При проведенні вимірів медичного характеру можна умовно виділити дві ситуації, відповідно до того, використовуються при вимірах фізичні моделі чи ні[8].



Рисунок 3.3 - Базова структура МІС

У медичних вимірах, проведених із застосуванням фізичних вимірювальних приладів, беруть участь чотири об'єкти: вимірювальний прилад, пацієнт, лікар, умови, при яких проводяться виміри.

Кожний з цих об'єктів є джерелом похибок вимірів, оскільки від точності вимірів фізіологічних характеристик залежить, у кінцевому рахунку, достовірність діагностування.

Таким чином, у статті розглянуто базову структуру МІС та висунуті основні рекомендації щодо її проектування, а саме: вибір та призначення системи; вибір структурної схеми системи; формування та аналіз переліку нозологічних форм, збір статистично достовірної інформації про вираженість симптоматики; вибір методу оброблення біомедичної інформації; побудова алгоритму для розв'язання задач оцінювання біомедичної інформації та формування діагностичного і прогностичного висновків.

Обробка експериментальних досліджень.

На основі проведених досліджень комплексного обстеження 165 пацієнтів на базі Вінницького національного медичного університету ім. М. Пирогова з різними формами ішемічної хвороби серця (ІХС) з/та без гіпертонічної хвороби (ГХ) віком від 35 до 79 років (в середньому $60,7 \pm 0,8$, медіана – 61, інтерквартильний розмах – 54 і 69) експертами проаналізовано особливості анатомічного ураження коронарного русла в пацієнтів з різними формами ІХС (табл. 3.1)

Серед обстежених 114 (69,1%) пацієнтів були чоловічої і 51 (30,9%) –

жіночої статі, відповідно. Співвідношення чоловіків до жінок склало 2,2 до 1,0 ($\chi^2=48,1$; $p<0,0001$), що свідчило про суттєве переважання в дослідженні пацієнтів чоловічої статі.

У якості критеріїв включення пацієнтів у дослідження розглядали:

1) стабільні та гострі форми ІХС (стабільна стенокардія напруги II-III ФК, нестабільна стенокардія і гострий інфаркт міокарда з елевацією і без елевації сегменту ST);

2) гострий інфаркт міокарда лівого шлуночка(ЛШ), що виник вперше (за відсутності в анамнезі перенесеного ІМ);

3) вік пацієнтів від 30 до 80 років.

Особливості анатомічного ураження коронарного русла	Клінічні форми ІХС			
	1. ІМбелST	2. НС	3. ІМелST	4. СтН
1	2	3	4	5
Кількість хворих	90	25	25	25
Наявність а/б в басейні стовбуру ЛКА	9 (10,0%)	1 (4,0%)	4 (16,0%)	2 (8,0%)
Наявність ГЗС в стовбурі ЛКА	-	-	-	-
Наявність а/б в басейні ДГ або ПМШГ ЛКА	62 (68,9%)	8 (32,0%)	21 (84,0%)	8 (32,0%)
Р за критерієм χ^2	p1-2=0,001; p1-4=0,001; p2-3<0,0001; p3-4<0,0001			
Наявність ГЗС в басейні ДГ або ПМШГ ЛКА	56 (62,2%)	8 (32,0%)	15 (60,0%)	6 (24,0%)
Р за критерієм χ^2	p1-2=0,007; p1-4=0,001; p2-3=0,047; p3-4=0,01			
Тяжкість стенозу в балах	2,57±0,07	2,15±0,13	2,64±0,12	2,00±0,17
One-way ANOVA & LSD test	p1-2=0,006; p1-4=0,003; p2-3=0,008; p3-4=0,003			
Наявність ГЗС в басейні ОГ ЛКА	32 (35,6%)	2 (8,0%)	12 (48,0%)	6 (24,0%)
Р за критерієм χ^2	p1-2=0,0006; p2-3=0,002			
Наявність ГЗС в басейні ОГ ЛКА	32 (35,6%)	2 (8,0%)	7 (28,0%)	5 (20,0%)
Р за критерієм χ^2	p1-2=0,008			
Тяжкість стенозу в балах	2,42±0,18	2,50±0,50	2,08±0,23	2,00±0,26
Наявність а/б в басейні ПКА	29 (32,2%)	2 (8,0%)	18 (72,0%)	6 (24,0%)
Р за критерієм χ^2	p1-2=0,02; p1-3<0,0001; p2-3<0,0001; p3-4=0,001			
Наявність ГЗС в басейні ПКА	22 (24,4%)	0 (0)	16 (64,0%)	5 (20,0%)
Р за критерієм χ^2	p1-2=0,006; p1-3<0,0001; p2-3<0,0001; p2-4=0,02; p3-4=0,002			
Тяжкість стенозу в балах	2,23±0,12	1,00±0	2,11±0,14	2,00±0,26
One-way ANOVA & LSD	p1-2<0,0001; p2-3<0,0001; p2-4=0,0003			

test				
Відсутність ГЗС КА	13 (14,4%)	16 (64,0%)	0 (0)	15 (60,0%)
P за критерієм χ^2	p1-2<0,0001; p1-3=0,04; p1-4<0,0001; p2-3<0,0001; p3-4<0,0001			
ГЗ односудинне ураження	55 (61,1%)	8 (32,0%)	14 (56,0%)	6 (24,0%)
P за критерієм χ^2	p1-2=0,01; p1-4=0,001 p3-4=0,02			
ГЗ двохсудинне ураження	16 (17,8%)	1 (4,0%)	9 (36,0%)	2 (8,0%)
P за критерієм χ^2	p1-3=0,05; p2-3=0,005 p3-4=0,02			
ГЗ трьохсудинне ураження	9 (10,0%)	0 (0)	2 (8,0%)	2 (8,0%)
Тяжкість ураження КА, сумарний бал	3,66±0,20	2,50±0,43	4,32±0,35	3,64±0,43
Рзаone-way ANOVA & LSD test	p1-2=0,02; p2-3=0,002			

Таблиця 3.1 - Особливості анатомічного ураження коронарного руслу в пацієнтів з різними формами ІХС

Примітка. Тут і в наступних таблицях: а/б – атеросклеротичні бляшки, ІМбелST – інфаркт міокарда без елевації сегменту ST, НС – нестабільна стенокардія, ІМелST – інфаркт міокарда з елевацією сегмента ST, СтН – стабільна стенокардія напруги, КА – коронарні артерії, ГКЗ – гемодинамічно значимий стеноз (> 50%), ЛКА – ліва коронарна артерія, ДГ – діагональна і ПМШГ – передня міжшлуночкова гілка лівої коронарної артерії, ПКА – права коронарна артерія, ОГ ЛКА – огинаюча гілка лівої коронарної артерії.

Аналіз основних клінічних характеристик пацієнтів ІМбелST (табл.2) показав, що 85,5% обстежених мали ГХ тривалістю від 7 до 25 (в середньому 15,5±0,41) років. У 43,0% пацієнтів до гострого інциденту ІМ спостерігалась інструментально доведена (згідно медичних документів) стабільна стенокардія напруги I-III ФК з анамнезом від 1 до 15 (в середньому 7,0±0,44) років. У 11,5% обстежених реєструвалась постійна форма фібриляції передсерд, анамнез перманентної аритмії коливався від 1 до 7 і в середньому склав 4,4±0,39 років. У 12,5% пацієнтів ІМбелST в анамнезі визначався ЦД II типу і в 42,0% - такий чинник ризику як куріння. При цьому переважна більшість (80,0%) цих пацієнтів курила на час виникнення ІМ і лише 20,0% - були курцями в минулому (термін від позбавлення звички не перевищував 2-х років). Загальний стаж куріння коливався від 14 до 40 і в середньому склав

29,5±0,84 років.

Індекс маси тіла (ІМТ) обстежених варіював від 19,3 до 47,6 і в середньому склав 28,6±0,36 кг/м². У 36,5% пацієнтів визначалось аліментарне ожиріння (ІМТ > 30 кг/м²). При цьому ожиріння I ступеня (ІМТ- 30-35 кг/м²) було діагностовано в 25,5%, II (ІМТ- 35-40 кг/м²) – в 9,0% і III ступеня (ІМТ > 40 кг/м²) – лише в 2,0% випадків.

У свою чергу порівняльний аналіз основних характеристик пацієнтів залежно від статі (табл.) продемонстрував, що в чоловіків, порівняно з жінками, спостерігали суттєве збільшення випадків куріння (52,1% проти 17,2%, p<0,0001) і, відповідно, його стажу (29,6 проти 25,0 років, p=0,002). Натомість, у жінок, порівняно з чоловіками, визначали суттєве збільшення випадків передінфартної стенокардії (55,2% проти 38,0%, p=0,03) і постійної форми фібриляції передсердь (22,4% проти 7,0%, p=0,002). Останній факт не мав підтвердження в сучасній літературі, хоча ми вважаємо, що його можливо пояснити суттєво більшим віком жінок порівняно з чоловіками. При цьому, відомо про тісну асоціацію розвитку фібриляції передсердь з віком пацієнтів.

Таким чином, слід було констатувати, що в чоловіків ІМБелST частіше реєструється такий чинник ризику як куріння в той час, як у жінок – передінфартна стенокардія і постійна форма ФП.

Клінічні характеристики (n=200)	Чоловіки (n=142)	Жінки (n=58)	P
ГХ, к-ть (%) n=171 (85,5%)	120 (84,5%)	51 (87,9%)	0,53
Тривалість ГХ, роки [7-25] 15,5±0,41	15,3±0,50	15,8±0,71	0,63
Стенокардії напруги I-III ФК до ІМ, к-ть (%) n=86 (43,0%)	54 (38,0%)	32 (55,2%)	0,03
Тривалість стенокардії, роки [1-15] 7,0±0,44	6,8±0,60	7,3±0,63	0,67
Постійна форма ФП, к-ть (%) n=23 (11,5%)	10 (7,0%)	13 (22,4%)	0,002
Тривалість постійної ФП, роки [1-7] 4,4±0,39	4,4±0,66	4,3±0,50	0,98
ЦД II, к-ть (%) n=25 (12,5%)	16 (11,3%)	9 (15,5%)	0,40
Куріння, к-ть (%) n=84 (42,0%)	74 (52,1%)	10 (17,2%)	<0,0001
Стаж активного куріння, роки	29,6±0,75	25,0±1,01	0,002

[14-40] 29,5±0,84			
Аліментарне ожиріння, к-ть (%) n=73 (36,5%)	51 (35,9%)	22 (37,9%)	0,78
I ступеня (ІМТ- 30-35 кг/м ²) n=51 (25,5%)	37 (26,1%)	14 (24,1%)	0,77
II ступеня (ІМТ- 35-40 кг/м ²) n=18 (9,0%)	12 (8,5%)	6 (10,3%)	0,67
III ступеня (ІМТ > 40 кг/м ²) n=4 (2,0%)	2 (1,4%)	2 (3,4%)	0,34
ІМТ, кг/м ² [19,3-47,6] 28,6±0,36	28,4±0,41	29,0±0,74	0,42

Таблиця 3.2 - Основні клінічні характеристики пацієнтів ІМбелST в цілому по групі і залежно від статі

Примітки:

- ГХ – гіпертонічна хвороба, ІМ – інфаркт міокарда, ФП – фібриляція передсердь, ЦД – цукровий діабет II типу, ІМТ – індекс маси
- У квадратних скобках наведені мінімальне – максимальне значення показника - [min – max];
- Достовірність різниці відсотків між чоловіками і жінками розрахована за критерієм χ^2 і між середніми значеннями показників - за T-test for independent samples by groups.

Реалізація медичної інформаційної системи на основі нечітких множин. На основі таблиці 3.2 сформована табл. 3 з визначенням мінімальних та максимальних значень факторів X1-X4. В нашому випадку X1 (Наявність а/б в басейні ДГ або ПМШГ ЛКА), X2 (Наявність а/б в басейні ОГ ЛКА), X3 (Наявність ГЗС в басейні ПКА), X4 (Відсутність ГЗС КА). Визначено основні клінічні форми ІХС (ІМ бел ST інфаркт міокарда без елевації сегменту ST $\mu I(x1x2x3x4)$), НС – нестабільна стенокардія, $\mu II(x1x2x3x4)$, ІМелST – інфаркт міокарда з елевацією сегмента ST $\mu III(x1x2x3x4)$, СтН – стабільна стенокардія напруги $\mu IV(x1x2x3x4)$)[8].

Клінічні форми ІХС	Особливості анатомічного ураження коронарного русла			
	Наявність а/б в	Наявність а/б в	Наявність ГЗС в	Відсутність ГЗС

	басейні ДГ або ПМШГ ЛКА X1	басейні ОГ ЛКА X2	басейні ПКА X3	КА X4
ІМ бел ST інфаркт міокарда без елевації сегменту ST $\mu^I(X_1X_2X_3X_4)$	2,57±0,07	2,42±0,18	2,23±0,12	3,66±0,20
НС - нестабільна стенокардія $\mu^{II}(X_1X_2X_3X_4)$	2,15±0,13	2,50±0,50	1,00±0	2,50±0,43
ІМелST - інфаркт міокарда з елевацією сегмента ST $\mu^{III}(X_1X_2X_3X_4)$	2,64±0,12	2,08±0,23	2,11±0,14	4,32±0,35
СтН - стабільна стенокардія напруги $\mu^{IV}(X_1X_2X_3X_4)$	2,00±0,17	2,00±0,26	2,00±0,26	3,64±0,43
	min/max 1,83÷2,76	min/max 1,74÷3,0	min/max 1,0÷2,35	min/max 2,07÷4,67

Таблиця 3.3 - Формування мінімальних та максимальних значень факторів X1-X4

Враховуючи діапазони факторів X1-X4 сформовано базу знань експертів на основі баз знань експертів.

На основі теорії нечітких множин сформовано рівняння для визначення рівня ураження коронарного русла[8].

$$\begin{aligned} \mu^{d1}(X_1, X_2, X_3, X_4) &= \mu^{HA}(X_1) \cdot \mu^A(X_2) \cdot \mu^L(X_3) \cdot \mu^A(X_4) \cdot \cup \\ &\mu^{HA}(X_1) \cdot \mu^{HA}(X_2) \cdot \mu^L(X_3) \cdot \mu^A(X_4) \\ &\cup \mu^{HA}(X_1) \cdot \mu^{HA}(X_2) \cdot \mu^L(X_3) \cdot \mu^{HA}(X_4); \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \mu^{d2}(X_1, X_2, X_3, X_4) &= \mu^{LA}(X_1) \cdot \mu^A(X_2) \cdot \mu^L(X_3) \cdot \mu^H(X_4) \cdot \\ &\cup \mu^A(X_1) \cdot \mu^{HA}(X_2) \cdot \mu^L(X_3) \cdot \mu^{LA}(X_4) \cup \\ &\mu^{LA}(X_1) \cdot \mu^{HA}(X_2) \cdot \mu^L(X_3) \cdot \mu^{LA}(X_4) \cup \mu^A(X_1) \cdot \mu^L(X_2) \cdot \mu^L(X_3) \cdot \mu^{LA}(X_4); \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \mu^{d3}(X_1, X_2, X_3, X_4) &= \mu^{HA}(X_1) \cdot \mu^{LA}(X_2) \cdot \mu^{HA}(X_3) \cdot \mu^H(X_4) \cdot \\ &\cup \mu^{HA}(X_1) \cdot \mu^{LA}(X_2) \cdot \mu^{HA}(X_3) \cdot \mu^H(X_4) \cup \\ &\mu^L(X_1) \cdot \mu^A(X_2) \cdot \mu^{HA}(X_3) \cdot \mu^H(X_4); \end{aligned} \quad (3)$$

$$\begin{aligned} \mu^{d4}(X_1, X_2, X_3, X_4) &= \mu^L(X_1) \cdot \mu^L(X_2) \cdot \mu^A(X_3) \cdot \mu^A(X_4) \cdot \\ &\cup \mu^{LA}(X_1) \cdot \mu^L(X_2) \cdot \mu^A(X_3) \cdot \mu^A(X_4) \cup \\ &\mu^L(X_1) \cdot \mu^{LA}(X_2) \cdot \mu^{LA}(X_3) \cdot \mu^{LA}(X_4) \cup \mu^{LA}(X_1) \cdot \mu^{LA}(X_2) \cdot \mu^{LA}(X_3) \cdot \mu^{LA}(X_4); \end{aligned} \quad (4)$$

Розроблено інтерфейс користувача МІС для оцінювання біомедичної інформації (рис. 3.4).

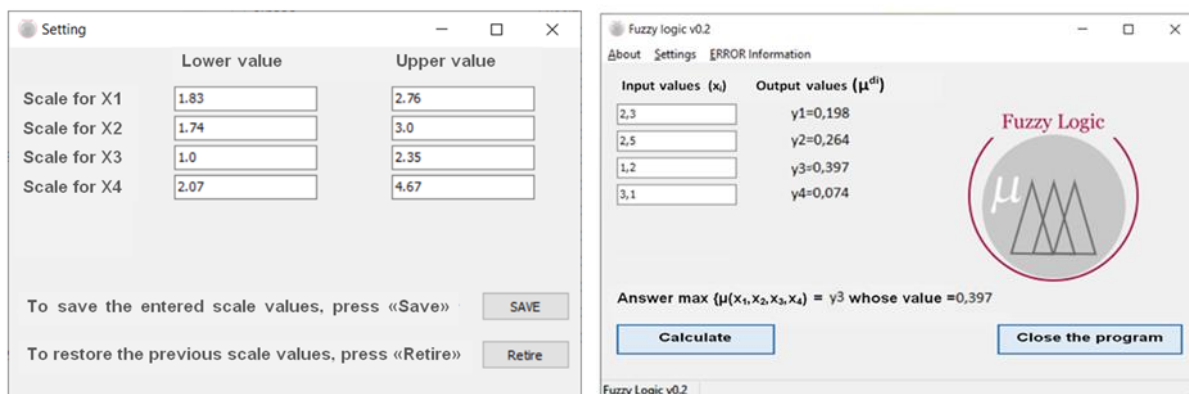


Рисунок 3.4 - Інтерфейс користувача МІС для оцінювання ступеню анатомічного ураження коронарних каналів

3.3 Обробка результатів ступеня стенози коронарних артерій

Аналіз відтворюваності методу МСКТ і якості зображення при оцінці стану коронарних артерій у хворих на ІХС. Характеристики відтворюваності МСКТ щодо виявлення наявності та 162 КА представлені в таблиці 3.1. Встановлено високу відтворюваність результатів, отриманих за допомогою цього методу щодо стану коронарних судин. Так, значення коефіцієнта для внутрішньооператорської відтворюваності склало 3,41%, для міжоператорської відтворюваності – відповідно 5,89%. Отримані значення не перевищували допустимих, на думку авторів методу оцінки відтворюваності, для медичних досліджень 10%.

Параметри	Кількість спостережень	М %	STD %	CV %
Міжоператорська відтворюваність	20	1,55	2,26	5,89
Внутрішньооператорська відтворюваність	14	2,06	1,71	3,41

Таблиця 3.4 - Результати оцінки відтворюваності методу МСКТ при

оцінці наявності та ступеня стенозу

В рамках цього етапу дослідження було виконано аналіз оцінки якості зображення коронарних артерій залежно від режиму сканування шляхом порівняння оцінок зображень двома незалежними операторами. Порівнювали результати вивчення кожного КА посегментно у пацієнтів, при використанні в ході дослідження різних режимів.

Розраховували частоту збігів оцінок якості зображень сегментів коронарних артерій, результати наведено в таблиці 3.5.

Порівняння частоти збігів результатів оцінки зображень сегментів коронарних артерій під час проведення дослідження з допомогою різних режимів показало, що у більшості випадків (96,3 – 100%) оцінки різних операторів збігалися. При використанні режиму DS_CorCTA у 18 пацієнтів було вивчено 162 сегменту, частота розбіжностей оцінок якості зображення становила 3,7%, при використанні режиму CorCTA_AdaptiveSeq (16 пацієнтів, 144 сегменти) – 2,8%. У той же час при використанні режиму Flash_CorCTA випадків розбіжності оцінки якості зображення (11 пацієнтів, 99 сегментів) зазначено не було. Частота розбіжностей при оцінки якості зображення 171 сегмента у 19 хворих за режиму Dual Energy склала 2,9%. Значних міжгрупових відмінностей щодо частоти розбіжностей результатів оцінки якості зображень сегментів коронарних судин виявлено був.

Результат зіставлення	DS_CorCTA (18 пацієнтів, 162 сегмента)		CorCTA_ AdaptiveSeq (16 пацієнтів, 144 сегмента)		Flash_CorCTA (11 пацієнтів, 99 сегментів)		Dual Energy (19 пацієнтів, 171 сегмент)	
	Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%	Абс.	%
Збіг	156	96,3	140	97,2	99	100	166	97,1
Розбіжність	6	3,7	4	2,8	-	-	5	2,9

Таблиця 3.5 - Порівняльна оцінка якості зображення при використанні різних алгоритмів обробки зображень МСКТ (n=64)

РОЗДІЛ 4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Виконання науково-дослідної роботи завжди передбачає отримання певних результатів і вимагає відповідних витрат. Результати виконаної роботи завжди дають нам нові знання, які в подальшому можуть бути використані для удосконалення та/або розробки (побудови) нових, більш продуктивних зразків техніки, процесів та програмного забезпечення.

Дослідження на тему «Експертна біомедична система для оцінювання стану коронарних судин серця» може бути віднесено до пошукових наукових досліджень і спрямоване на вирішення наукових проблем, пов'язаних з практичним застосуванням. Основою таких досліджень є науковий ефект, який виражається в отриманні наукових результатів, які збільшують обсяг знань про природу, техніку та суспільство, які розвивають теоретичну базу в тому чи іншому науковому напрямку, що дозволяє виявити нові закономірності, які можуть використовуватися на практиці.

Для цього випадку виконаємо такі етапи робіт:

- 1) здійснимо проведення наукового аудиту досліджень, тобто встановлення їх наукового рівня та значимості;
- 2) проведемо планування витрат на проведення наукових досліджень;
- 3) здійснимо розрахунок рівня важливості наукового дослідження та перспективності, визначимо ефективність наукових досліджень.

4.1 Оцінювання наукового ефекту

Основними ознаками наукового ефекту науково-дослідної роботи є новизна роботи, рівень її теоретичного опрацювання, перспективність, рівень розповсюдження результатів, можливість реалізації. Науковий ефект НДР на тему «Експертна біомедична система для оцінювання стану коронарних судин серця» можна охарактеризувати двома показниками: ступенем наукової новизни та рівнем теоретичного опрацювання.

Значення показників ступеня новизни і рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи в балах наведені в табл. 4.1 та 4.2.

Таблиця 4.1 – Показники ступеня новизни науково-дослідної роботи виставлені експертами

Ступінь новизни	Характеристика ступеня новизни	Значення ступеня новизни, бали		
		Експерти (ПІБ, посада)		
		1	2	3
Принципово нова	Робота якісно нова за постановкою задачі і ґрунтується на застосуванні оригінальних методів дослідження. Результати дослідження відкривають новий напрям в даній галузі науки і техніки. Отримані принципово нові факти, закономірності; розроблена нова теорія. Створено принципово новий пристрій, спосіб, метод	-	-	-
Нова	Отримана нова інформація, яка суттєво зменшує невизначеність наявних значень (по-новому або вперше пояснені відомі факти, закономірності, впроваджені нові поняття, розкрита структура змісту). Проведено суттєве вдосконалення, доповнення і уточнення раніше досягнутих результатів	60	-	56
Відносно нова	Робота має елементи новизни в постановці задачі і методах дослідження. Результати дослідження систематизують і узагальнюють наявну інформацію, визначають шляхи подальших досліджень; вперше знайдено зв'язок (або знайдено новий зв'язок) між явищами. В принципі відомі положення розповсюджені на велику кількість об'єктів, в результаті чого знайдено ефективне рішення. Розроблені більш прості способи для досягнення відомих результатів. Проведена часткова раціональна модифікація (з ознаками новизни)	-	40	-

Традиційна	Робота виконана за традиційною методикою. Результати дослідження мають інформаційний характер. Підтверджені або поставлені під сумнів відомі факти та твердження, які потребують перевірки. Знайдено новий варіант рішення, який не дає суттєвих переваг в порівнянні з існуючим	-	-	-
Не нова	Отримано результат, який раніше зафіксований в інформаційному полі, та не був відомий авторам	-	-	-
Середнє значення балів експертів		52,0		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів ступінь новизни характеризується як нова, тобто отримана нова інформація, яка суттєво зменшує невизначеність наявних знань (по-новому або вперше пояснені відомі факти, закономірності, впроваджені нові поняття, розкрита структура змісту) та проведено суттєве вдосконалення, доповнення і уточнення раніше досягнутих результатів.

Таблиця 4.2 – Показники рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи виставлені експертами

Характеристика рівня теоретичного опрацювання	Значення показника рівня теоретичного опрацювання, бали		
	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
Відкриття закону, розробка теорії	-	-	-
Глибоке опрацювання проблеми: багатоаспектний аналіз зв'язків, взаємозалежності між фактами з наявністю пояснень, наукової систематизації з побудовою евристичної моделі або комплексного прогнозу	60	62	-
Розробка способу (алгоритму, програми), пристрою, отримання нової речовини	-	-	58
Елементарний аналіз зв'язків між фактами та наявною гіпотезою, класифікація, практичні рекомендації для окремого випадку тощо	-	-	-
Опис окремих елементарних фактів, викладення досвіду, результатів спостережень, вимірювань тощо	-	-	-
Середнє значення балів експертів	60,0		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів рівень теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи характеризується як глибоке опрацювання проблеми: багатоаспектний аналіз зв'язків, взаємозалежності між фактами з наявністю пояснень, наукової систематизації з побудовою евристичної моделі або комплексного прогнозу.

Показник, який характеризує рівень наукового ефекту, визначаємо за формулою [8]:

$$E_{\text{нау}} = 0,6 \cdot k_{\text{нов}} + 0,4 \cdot k_{\text{теор}}, \quad (4.1)$$

де $k_{\text{нов}}, k_{\text{теор}}$ - показники ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи, $k_{\text{нов}} = 52,0, k_{\text{теор}} = 60,0$ балів;

0,6 та 0,4 – питома вага (значимість) показників ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи.

$$E_{\text{нау}} = 0,6 \cdot k_{\text{нов}} + 0,4 \cdot k_{\text{теор}} = 0,6 \cdot 52,0 + 0,4 \cdot 60,00 = 55,20 \text{ балів.}$$

Визначення характеристики показника $E_{\text{нау}}$ проводиться на основі висновків експертів виходячи з граничних значень, які наведені в табл. 4.3.

Таблиця 4.3 – Граничні значення показника наукового ефекту

Досягнутий рівень показника	Кількість балів
Високий	70...100
Середній	50...69
Достатній	15...49
Низький (помилкові дослідження)	1...14

Відповідно до визначеного рівня наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи на тему «Експертна біомедична система для оцінювання стану коронарних судин серця», даний рівень становить 55,20 балів і відповідає статусу - середній рівень. Тобто у даному випадку можна вести мову про потенційну фактичну ефективність науково-дослідної роботи.

4.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Експертна біомедична система для оцінювання стану коронарних судин серця», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

4.2.1 Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників (Z_o) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою[9]:

$$Z_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (4.2)$$

де k – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

M_{ni} – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, грн;

t_i – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, $T_p=21$ дні.

$$Z_o = 16420,00 \cdot 42 / 21 = 32840,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.4 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн

Керівник НДР з розробки експертної біомедичної системи для оцінювання стану коронарних судин серця	16420,00	781,90	42	32840,00
Науковий співробітник сфери дослідження біомедичної апаратури	16090,00	766,19	38	29115,24
Лікар-кардиолог вищої категорії	14000,00	666,67	10	6666,67
Провідний фахівець	7850,00	373,81	28	10466,67
Всього				79088,57

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників (Z_p) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Експертна біомедична система для оцінювання стану коронарних судин серця» розраховуємо за формулою:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (4.3)$$

де C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;

t_i – час роботи робітника при виконанні визначеної роботи, год.

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду C_i можна визначити за формулою:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (4.4)$$

де M_M – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), прийmemo $M_M=6700,00$ грн;

K_i – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду (табл. Б.2, додаток Б) [9];

K_c – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної

заробітної плати.

T_p – середнє число робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 21$ дн;

$t_{зм}$ – тривалість зміни, год.

$$C_1 = 6700,00 \cdot 1,10 \cdot 1,35 / (21 \cdot 8) = 59,22 \text{ грн.}$$

$$З_{р1} = 59,22 \cdot 6,52 = 386,14 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.5 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Установка обчислювального обладнання для забезпечення розробки і дослідження системи	6,52	2	1,10	59,22	386,14
Підготовка робочого місяця дослідника-розробника експертної біомедичної системи	7,56	2	1,35	72,68	549,48
Інсталяція програмного забезпечення розробки (моделювання) системи	5,50	4	1,70	91,53	503,40
Введення кодів модулю формування бази даних експертної системи	7,20	5	1,70	91,53	658,99
Введення кодів модулю аналізу стану коронарних судин серця	4,56	5	1,10	59,22	270,06
Монтаж дослідного обладнання	16,00	5	1,70	91,53	1464,43
Налагодження системної взаємодії компонентів	8,00	4	1,50	80,76	646,07
Інтеграція модулів експертної	10,00	5	1,70	91,53	915,27

біомедичної системи для оцінювання стану коронарних судин серця					
Всього					5393,84

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

Додаткову заробітну плату розраховуємо як 10 ... 12% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$Z_{\text{дод}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{дод}}}{100\%}, \quad (4.5)$$

де $H_{\text{дод}}$ – норма нарахування додаткової заробітної плати. Прийmemo 10%.

$$Z_{\text{дод}} = (79088,57 + 5393,84) \cdot 10 / 100\% = 8448,24 \text{ грн.}$$

4.2.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою:

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{\text{дод}}) \cdot \frac{H_{\text{зн}}}{100\%} \quad (4.6)$$

де $H_{\text{зн}}$ – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$Z_n = (79088,57 + 5393,84 + 8448,24) \cdot 22 / 100\% = 20444,74 \text{ грн.}$$

4.2.3 Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за темою «Експертна біомедична система для оцінювання стану коронарних судин серця».

Витрати на матеріали на даному етапі проведення досліджень в основному пов'язані з використанням моделей елементів та моделювання

роботи і досліджень за допомогою комп'ютерної техніки та створення експериментальних математичних моделей або програмного забезпечення, тому дані витрати формуються на основі витратних матеріалів характерних для офісних робіт.

Витрати на матеріали (М), у вартісному вираженні розраховуються окремо по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot C_{vj}, \quad (4.7)$$

де H_j – норма витрат матеріалу j -го найменування, кг;

n – кількість видів матеріалів;

C_j – вартість матеріалу j -го найменування, грн/кг;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$);

B_j – маса відходів j -го найменування, кг;

C_{vj} – вартість відходів j -го найменування, грн/кг.

$$M_1 = 0,250 \cdot 348,00 \cdot 1,01 - 0,0 \cdot 0,0 = 87,87 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.6 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Спирт медичний (C ₂ H ₅ OH)	348,00	0,250	-	-	87,87
Серветки для очищення пластику	48,00	15,000	-	-	727,20
Розчин дезинфікуючий	212,00	0,500	-	-	107,06
Папір офісний Офіс Центр А5 80г/м ² 500 аркушів клас С	111,00	3,0	-	-	336,33
Папір офісний А4, Crystal Pro80, клас С,	206,00	3,0	-	-	624,18

500 л, UPM					
Папір офісний А3, Maestro Standart+, клас В, 80 г/м2, 500 л, Mondi	402,00	1,0	-	-	406,02
Органайзер для канцелярського начиння	159,00	2,0	-	-	321,18
ДИСК CD-R VERBATIM 700MB 80MIN 52X BULK 50	27,00	4,0	-	-	109,08
USB накопичувач 64 ГБ	199,00	1,0	-	-	200,99
Кевлар	12999,00	0,100	-	-	1312,90
Нематик (рідкий кристал)	8600,00	0,020	-	-	173,72
Поліестер	229,00	0,050	-	-	11,56
Сульфат цинку	856,00	0,065	-	-	56,20
Всього					4474,29

4.2.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_v), які використовують при проведенні НДР на тему «Експертна біомедична система для оцінювання стану коронарних судин серця», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_v = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (4.8)$$

де H_j – кількість комплектуючих j -го виду, шт.;

C_j – покупна ціна комплектуючих j -го виду, грн;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$).

$K_v = 1 \cdot 3325,00 \cdot 1,01 = 3358,25$ грн.

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.7 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Бездротовий мобільний монітор серцевого ритму з вібрацією	1	3325,00	3358,25
Жорсткий диск WD 3.5" SATA III 1000Gb 7200rpm 64mb (WD1003FZEX)	1	4035,00	4075,35
Зовнішній жорсткий диск 1Tb Transcend StoreJet (TS1TSJ25M3S) Iron Gray	1	2199,00	2220,99
Оптичний датчик серцевого ритму Polar Verity Sense HR, Black	1	4000,00	4040,00
Всього			13694,59

4.2.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на виготовлення та придбання спецустаткування необхідного для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, виготовлення, транспортування, монтаж та встановлення.

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{спец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{пр.і}} \cdot K_i, \quad (4.9)$$

де C_i – ціна придбання одиниці спецустаткування даного виду, марки, грн;

$C_{\text{пр.і}}$ – кількість одиниць устаткування відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує доставку, монтаж, налагодження устаткування тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k – кількість найменувань устаткування.

$$B_{\text{спец}} = 46000,00 \cdot 1 \cdot 1,01 = 46460,00 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.8 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Реєстратор добової ЕКГ по Хотлеру ВІ6600 3-х канальний	1	46000,00	46460,00
Всього			46460,00

4.2.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на розробку та придбання спеціальних програмних засобів і програмного забезпечення, (програм, алгоритмів, баз даних) необхідних для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, формування та встановлення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{прг}} = \sum_{i=1}^k C_{\text{іпрг}} \cdot C_{\text{прг.і}} \cdot K_i, \quad (4.10)$$

де $C_{\text{іпрг}}$ – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

$C_{\text{прг.і}}$ – кількість одиниць програмного забезпечення відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k – кількість найменувань програмних засобів.

$$B_{\text{прг}} = 7580,00 \cdot 1 \cdot 1,01 = 7655,80 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.9 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Прикладне ПЗ Mathematica	1	7580,00	7655,80
Математичне середовище MatLab 12	1	9860,00	9958,60
Доступ до мережі Internet (високошвидкісний) грн/місяць	2	245,00	494,90
Всього			18109,30

4.2.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{\text{обл}} = \frac{Ц_{\text{б}}}{T_{\text{в}}} \cdot \frac{t_{\text{вик}}}{12}, \quad (4.11)$$

де $Ц_{\text{б}}$ – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

$t_{\text{вик}}$ – термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

$T_{\text{в}}$ – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{\text{обл}} = (7510,00 \cdot 2) / (4 \cdot 12) = 312,92 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.10 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
Обладнання виводу інформації (принтер HP LaserJet Pro M102w з Wi-Fi (G3Q35A))	7510,00	4	2	312,92
Оргтехніка	8990,00	5	2	299,67
ОС Windows 11	8460,00	3	2	470,00
Пакет Microsoft Office 2019	7840,00	3	2	435,56
Приміщення лабораторії досліджень	532000,00	25	2	3546,67
Програмно-аналітичний комплекс	44329,00	3	2	2462,72

дослідження експертної системи на базі ПК HP i7-JD3200-UA23				
Робоче місце дослідника спеціалізоване	7700,00	5	2	256,67
Всього				7784,19

4.2.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{впi}}{\eta_i}, \quad (4.12)$$

де W_{yi} – встановлена потужність обладнання на визначеному етапі розробки, кВт;

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

C_e – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo $C_e = 7,50$ грн;

$K_{впi}$ – коефіцієнт, що враховує використання потужності, $K_{впi} < 1$;

η_i – коефіцієнт корисної дії обладнання, $\eta_i < 1$.

$$B_e = 0,45 \cdot 5,0 \cdot 7,50 \cdot 0,95 / 0,97 = 16,88 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.11 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Обладнання виводу інформації (принтер HP LaserJet Pro M102w з Wi-Fi (G3Q35A))	0,45	5,0	16,88
Оргтехніка	0,55	2,5	10,31
Програмно-аналітичний комплекс дослідження експертної системи на базі ПК HP i7-JD3200-	0,36	320,0	864,00

UA23			
Робоче місце дослідника спеціалізоване	0,09	320,0	216,00
Всього			1107,19

4.2.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Експертна біомедична система для оцінювання стану коронарних судин серця» належать витрати на відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень, відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

Витрати за статтею «Службові відрядження» розраховуємо як 20...25% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cv} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cv}}{100\%}, \quad (4.13)$$

де H_{cv} – норма нарахування за статтею «Службові відрядження», приймемо $H_{cv} = 25\%$.

$$B_{cv} = (79088,57 + 5393,84) \cdot 25 / 100\% = 21120,60 \text{ грн.}$$

4.2.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

Витрати за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» розраховуємо як 30...45% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cn} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cn}}{100\%}, \quad (4.14)$$

де H_{cn} – норма нарахування за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації», приймемо $H_{cn} = 30\%$.

$$V_{\text{сп}} = (79088,57 + 5393,84) \cdot 30 / 100\% = 25344,72 \text{ грн.}$$

4.2.11 Інші витрати

До статті «Інші витрати» належать витрати, які не знайшли відображення у зазначених статтях витрат і можуть бути віднесені безпосередньо на собівартість досліджень за прямими ознаками.

Витрати за статтею «Інші витрати» розраховуємо як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$I_{\text{в}} = (Z_{\text{o}} + Z_{\text{p}}) \cdot \frac{H_{\text{ив}}}{100\%}, \quad (4.15)$$

де $H_{\text{ив}}$ – норма нарахування за статтею «Інші витрати», прийmemo $H_{\text{ив}} = 55\%$.

$$I_{\text{в}} = (79088,57 + 5393,84) \cdot 55 / 100\% = 46465,32 \text{ грн.}$$

4.2.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

До статті «Накладні (загальновиробничі) витрати» належать: витрати, пов'язані з управлінням організацією; витрати на винахідництво та раціоналізацію; витрати на підготовку (перепідготовку) та навчання кадрів; витрати, пов'язані з набором робочої сили; витрати на оплату послуг банків; витрати, пов'язані з освоєнням виробництва продукції; витрати на науково-технічну інформацію та рекламу та ін.

Витрати за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати» розраховуємо як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{\text{нзв}} = (Z_{\text{o}} + Z_{\text{p}}) \cdot \frac{H_{\text{нзв}}}{100\%}, \quad (4.16)$$

де $H_{\text{нзв}}$ – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», прийmemo $H_{\text{нзв}} = 115\%$.

$$B_{\text{нзв}} = (79088,57 + 5393,84) \cdot 115 / 100\% = 97154,77 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Експертна біомедична система для оцінювання стану коронарних судин серця»

розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{\text{заг}} = Z_o + Z_p + Z_{\text{дод}} + Z_n + M + K_e + B_{\text{спец}} + B_{\text{прз}} + A_{\text{обл}} + B_e + B_{\text{св}} + B_{\text{сн}} + I_e + B_{\text{нзв}}. \quad (4.17)$$

$$B_{\text{заг}} = 79088,57 + 5393,84 + 8448,24 + 20444,74 + 4474,29 + 13694,59 + 46460,00 + 18109,30 + 7784,19 + 1107,19 + 21120,60 + 25344,72 + 46465,32 + 97154,77 = 395090,37 \text{ грн.}$$

Загальні витрати ЗВ на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховується за формулою:

$$ЗВ = \frac{B_{\text{заг}}}{\eta}, \quad (4.18)$$

де η - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, прийmemo $\eta=0,9$.

$$ЗВ = 395090,37 / 0,9 = 438989,30 \text{ грн.}$$

4.3 Оцінювання важливості та наукової значимості науково-дослідної роботи

Оцінювання та доведення ефективності виконання науково-дослідної роботи фундаментального чи пошукового характеру є достатньо складним процесом і часто базується на експертних оцінках, тому має вірогідний характер.

Для обґрунтування доцільності виконання науково-дослідної роботи на тему «Експертна біомедична система для оцінювання стану коронарних судин серця» використовується спеціальний комплексний показник, що враховує важливість, результативність роботи, можливість впровадження її результатів у виробництво, величину витрат на роботу.

Комплексний показник K_p рівня науково-дослідної роботи може бути розрахований за формулою:

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_c \cdot R}{B \cdot t}, \quad (4.19)$$

де I – коефіцієнт важливості роботи. Прийmemo $I = 4$;

n – коефіцієнт використання результатів роботи; $n = 0$, коли результати роботи не будуть використовуватись; $n = 1$, коли результати роботи будуть використовуватись частково; $n = 2$, коли результати роботи будуть використовуватись в дослідно-конструкторських розробках; $n = 3$, коли результати можуть використовуватись навіть без проведення дослідно-конструкторських розробок. Прийmemo $n = 3$;

T_c – коефіцієнт складності роботи. Прийmemo $T_c = 3$;

R – коефіцієнт результативності роботи; якщо результати роботи плануються вище відомих, то $R = 4$; якщо результати роботи відповідають відомому рівню, то $R = 3$; якщо нижче відомих результатів, то $R = 1$. Прийmemo $R = 4$;

B – вартість науково-дослідної роботи, тис. грн. Прийmemo $B = 438989,30$ грн;

t – час проведення дослідження. Прийmemo $t = 0,17$ років, (2 міс.).

Визначення показників I , n , T_c , R , B , t здійснюється експертним шляхом або на основі нормативів[9].

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_c \cdot R}{B \cdot t} = \frac{4^3 \cdot 3 \cdot 4}{439,0 \cdot 0,17} = 10,50.$$

Якщо $K_p > 1$, то науково-дослідну роботу на тему «Експертна біомедична система для оцінювання стану коронарних судин серця» можна вважати ефективною з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

РОЗДІЛ 5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

Охорона праці як галузь регламентує основні положення щодо реалізації конституційного права громадян на охорону їх життя і здоров'я в процесі трудової діяльності, регулює за участю відповідних державних органів відносини між власником підприємства, установи і організації або уповноваженим ним органом і працівником з питань безпеки, гігієни праці та виробничого середовища і встановлює єдиний порядок організації охорони праці в Україні. Правильно організована система охорони праці дисциплінує самого працівника і, як наслідок, сприяє підвищенню продуктивності роботи. Міжнародний досвід показує, що організація діяльності без дотримання охорони праці, веде до зниження економічної ефективності компанії і не може бути підставою для стійкої стратегії її розвитку. В концепції ООН про «сталій розвиток» охорона праці на підприємстві розглядається як одна з основних (базових) потреб людини.

Розробка експертної біомедичної системи для оцінювання стану коронарних судин серця відбувалася в приміщенні, яке обладнане комп'ютеризованими робочими місцями. На розробника, відповідно до Гігієнічної класифікації праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу можуть мати вплив такі небезпечні та шкідливі виробничі фактори:

1. Фізичні: підвищена запиленість та загазованість повітря робочої зони; підвищений рівень шуму на робочому місці; підвищена чи понижена вологість повітря; підвищений рівень статичної електрики; підвищений рівень електромагнітного випромінювання; недостатня освітленість робочої зони.

2. Психофізіологічні: розумове перевантаження; перенапруга аналізаторів; статичне перевантаження.

Відповідно до визначених факторів формуємо рішення щодо безпечного виконання роботи.

5.1 Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи

5.1.1 Обладнання приміщення та робочого місця

Загальні вимоги до умов праці на підприємствах встановлено законодавством про працю. Відповідно до ч. 1 ст. 6 Закону України «Про охорону праці» від 14.10.92 р. № 2694-ХІІ умови праці на робочому місці, безпека технологічних процесів, устаткування та інших засобів виробництва, стан засобів колективного та індивідуального захисту, що використовуються працівником, а також санітарно-побутові умови повинні відповідати вимогам законодавства. У зв'язку з цим законодавство України встановлює чіткі норми та вимоги щодо використання комп'ютерної техніки на підприємствах, зокрема, в галузі охорони праці. Ці норми та вимоги містяться в таких нормативних документах, як ДСанПіН 3.3.2.007-98, НПАОП 0.00-7.15-18, ДСТУ 8604:2015 та інших.

Конструкція робочого місця розробника має забезпечити підтримання оптимальної робочої пози. Конструкція робочого столу має відповідати сучасним вимогам ергономіки і забезпечувати оптимальне розміщення на робочій поверхні використовуваного обладнання (дисплея, клавіатури, принтера) і документів. Правилами встановлюються висота робочої поверхні робочого столу, параметри ширини і глибини для робочих столів, які мають забезпечувати можливість виконання операцій у зоні досяжності моторного поля.

Відповідно до п. 4.8 ДСанПіН 3.3.2.007-98 робочий стілець має бути підйомно-поворотним, регульованим за висотою, з кутом нахилу сидіння та спинки, від спинки до переднього краю сидіння поверхня сидіння має бути плоскою, передній край – заокругленим. Регулювання за кожним із параметрів має здійснюватися незалежно, легко і надійно фіксуватися.

Поверхня сидіння і спинки стільця має бути напівм'якою з нековзним, повітронепроникним покриттям, що легко чиститься і не електризується (п. 4.12 ДСанПіН 3.3.2.007-98). Робочий стіл для ПК, як правило, має бути обладнаним підставкою для ніг, вимоги до її розмірів та конструкції також прописані в правилах. Застосування підставки для ніг тими, у кого ноги не дістають до підлоги, є обов'язковим.

Поверхня підлоги у досліджуваному приміщенні відповідно до вимог є бути рівною, неслизькою, з антистатичними властивостями. Забороняється для оздоблення інтер'єру приміщень з персональними комп'ютерами застосовувати полімерні матеріали (деревинно-стружкові плити, шпалери, що миються, рулонні синтетичні матеріали, шаруватий паперовий пластик тощо), що виділяють у повітря шкідливі хімічні речовини.

Відносно вікон робоче місце необхідно організувати так, щоб природне світло було з лівого боку (п. 4.3 ДСанПіН 3.3.2.007-98). Робоче місце розробника розміщене таким чином, щоб уникнути попадання прямого світла в очі. Як показав аналіз робочого місця, екран монітора та клавіатура знаходяться на оптимальній відстані від очей користувача, яка не менше 600 мм, з урахуванням розміру алфавітно-цифрових символів. Клавіатура розташована на спеціальній поверхні, яка може регулюватися за висотою, окремо від столу, на відстані 100-300 мм від краю, що найближчий до користувача. Кут нахилу клавіатури регулюється в межах 5-150.

Загальна площа робочого приміщення становить 15,5 м² та об'єм 46,5 м³. Кількість працівників у приміщенні – 3 особи, всі робочі місця комп'ютеризовані. На одного працівника в даному приміщенні припадає в середньому 5,1 м² робочої площі. Об'єм повітря на одного працівника припадає 15,5 м³. За правилами безпеки згідно з НПАОП 0.00-7.15-18, площа приміщення, де працюють за комп'ютером, має бути не менше 6 м², а об'єм – не менше м³ на одне робоче місце. Але в досліджуваному приміщенні ці вимоги не дотримуються. Це може призвести до погіршення здоров'я працівників. Тому було запропоновано перенести одне робоче місце з

комп'ютером в інше приміщення, де є достатньо місця.

5.1.2. Електробезпека приміщення

Приміщення, де проводилася розробка експертної біомедичної системи для оцінювання стану коронарних судин серця відноситься до приміщень без підвищені небезпеки ураження електричним струмом. Персональні комп'ютери, периферійні пристрої підключені до електромережі з допомогою справних штепсельних з'єднань і електророзеток заводського виготовлення. Штепсельні з'єднання та електророзетки, окрім контактів фазового та нульового робочого провідників, мають спеціальні контакти для підключення нульового захисного провідника. Конструкція їх така, що приєднання нульового захисного провідника відбувається раніше, ніж приєднання фазового та нульового робочого провідників. Порядок роз'єднання при відключенні є зворотним. З'єднання контактів фазових провідників з контактами нульового захисного провідника унеможливлено. Неприпустимим є підключення комп'ютерів, периферійних пристроїв до звичайної двопровідної електромережі, в тому числі – з використанням перехідних пристроїв.

Відповідно до вимог безпеки щодня перед початком роботи необхідно очищати монітор від пилу та інших забруднень. Після закінчення роботи персональний комп'ютер і периферійні пристрої повинні бути відключені від електричної мережі. У разі виникнення аварійної ситуації необхідно негайно відключити персональний комп'ютер і периферійні пристрої від електричної мережі.

Заборонено:

- експлуатація кабелів та проводів з пошкодженою або такою, що втратила захисні властивості за час експлуатації, ізоляцією;
- застосування саморобних подовжувачів, застосування для опалення приміщення нестандартного (саморобного) електронагрівального обладнання або ламп розжарювання;

- користування пошкодженими розетками, розгалужувальними та з'єднувальними коробками, вимикачами та іншими електровиробами, а також лампами, скло яких має сліди затемнення або випинання;

- використання електроапаратури та приладів в умовах, що не відповідають вказівкам (рекомендаціям) підприємств-виготовлювачів.

Для забезпечення безпеки застосовані такі технічні рішення:

- забезпечено недоступності струмоведучих частин для випадкового доторкання;

- ізоляція струмоведучих частин;

- використання методів колективного захисту від ураження електричним струмом: захисного заземлення, занулення та автоматичного відключення;

- періодична перевірка опору заземлення;

- контроль та профілактика пошкоджень ізоляції[11].

5.2 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

5.2.1 Мікроклімат

На підприємствах на самопочуття, стан здоров'я людини впливає мікроклімат виробничих приміщень, який визначається дією на організм людини температури, вологості, рухомості повітря і теплового випромінювання. Виробничий мікроклімат, як правило, відрізняється значною мінливістю, нерівномірністю по горизонталі та вертикалі, різноманітністю сполучень температури, вологості, рухомості повітря, інтенсивності випромінювання залежно від особливостей технології виробництва, кліматичних особливостей місцевості, конструкцій споруд, організації повітрообміну із зовнішнім середовищем.

Робота розробника експертної біомедичної системи для оцінювання стану коронарних судин серця згідно Гігієнічної класифікації праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого

середовища, важкості та напруженості трудового процесу за енерговитратами відноситься до категорії 1а. Допустимі параметри мікроклімату для категорії 1а наведені в табл.5.2.1.

Таблиця 5.2.1 – Параметри мікроклімату

Період року	Допустимі		
	t, °C	W, %	V, м/с
Теплий	22-28	55	0,1-0,2
Холодний	21-25	75	0,1

Для забезпечення оптимальних мікрокліматичних умов у приміщенні використовується система центрального опалення та систематичне вологе прибирання приміщення. За необхідності здійснюється провітрювання приміщення.

5.2.2 Склад повітря робочої зони

Основним шляхом надходження промислових шкідливих речовин в організм людини є дихальні шляхи. Завдяки величезній (понад 90 м²) всмоктувальній поверхні легенів утворюються сприятливі умови для потрапляння шкідливих речовин у кров. Шкідливі речовини, що потрапили тим, чи іншим шляхом в організм можуть викликати отруєння (гострі чи хронічні). Ступінь отруєння залежить від токсичності речовини, її кількості, часу дії, шляху проникнення, метеорологічних умов, індивідуальних особливостей організму. Тому важливо разом із параметрами мікроклімату контролювати і склад повітря робочої зони.

В приміщенні, де здійснюється розробка експертної біомедичної системи для оцінювання стану коронарних судин, можливими шкідливими речовинами у повітрі є пил, озон та вуглекислий газ. ГДК шкідливих речовин, згідно ДСН 3.3.6.042-99, які знаходяться в досліджуваному приміщенні, наведені в таблиці 5.2.2.

Таблиця 5.2.2 – ГДК шкідливих речовин у повітрі

Назва речовини	ГДК, мг/м ³		Клас небезпечності
	Максимально разова	Середньо добова	

Високої точності	0,3 -0,5	Ш	г	великий	світлий	700	300	5	2	3	1,2
------------------	----------	---	---	---------	---------	-----	-----	---	---	---	-----

Штучне освітлення досліджуваного приміщення здійснюється системою загального рівномірного освітлення (п. 3.2.2 ДСанПіН 3.3.2.007-98). У приміщеннях при переважній роботі з документами допускається використання системи комбінованого освітлення, тобто встановлення світильників місцевого освітлення додатково до загального. Як джерела штучного освітлення необхідно використовуються люмінесцентні лампи. Згідно з п. 3.2.5 ДСанПіН 3.3.2.007-98 система загального освітлення має бути у вигляді суцільних або переривчатих ліній світильників, що розташовані збоку від робочих місць (зазвичай ліворуч) паралельно лінії зору працівників. Світильники місцевого освітлення слід встановлювати таким чином, щоб не створювати відблисків на поверхні екрана, а освітленість екрана має не перевищувати 300 лк. Для забезпечення нормованих значень освітленості у приміщеннях відповідно до вимог необхідно мити вікна і світильники не рідше 2 разів на рік, а також своєчасно замінювати лампи, що перегоріли.

5.2.4 Виробничий шум

Наразі як в Україні так і в інших країнах світу безшумних виробництв практично не існує, однак шум як професійна шкідливість набуває особливого значення у випадках його високої інтенсивності. Це спостерігається, як в промисловості, сільському господарстві, на транспорті, так і в побуті. Нормативним документом, який регламентує рівні шуму для різних категорій робочих місць службових приміщень, є ДСН 3.3.6.037-99. Норми шумового навантаження на працівника в процесі виконання роботи наведені в табл.5.2.5.

Таблиця 5.2.5 - Рівень звукового тиску

Характер робіт	Допустимі рівні звукового тиску (дБ) в стандартизованих октавних смугах зі середньогеометричними частинами (Гц)	Допустимий рівень звуку, дБА
----------------	---	------------------------------

	32	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000	
Виробничі приміщення	86	71	61	54	49	45	42	40	38	50

Для боротьби з шумом на підприємств застосовуються такі заходи: усунення або зменшення джерел шуму, шляхом модернізації обладнання, зміни технологічного процесу, правильного розміщення обладнання в приміщенні тощо, застосування звукопоглинаючих матеріалів та раціональне планування виробничих приміщень (правильне розташування обладнання, робочих місць і зон відпочинку з урахуванням напрямку поширення шуму).

5.2.5 Виробничі випромінювання

Наслідком сучасного технічного прогресу є зростання з кожним роком енергоспоживання та збільшення навантаження на кабелі, що в свою чергу призводить до збільшення напруги електромагнітних полів, несприятлива дія яких може призвести до погіршення стану здоров'я працівників. На робочому місці з комп'ютерною технікою працівники можуть зазнавати впливу електромагнітного випромінювання та електромагнітних полів, які генеруються і іншими джерелами, такими як мережі Wi-Fi тощо. Ці фактори можуть негативно впливати на здоров'я, тому необхідно вжити заходів безпеки та контролю. Гранично допустимі рівні електромагнітного поля для працівника становлять наведені в таблиці 5.2.6.

Таблиця 5.2.6 – Допустимі значення параметрів неіонізуючих електромагнітних випромінювань

Види поля	Допустимі параметри поля		Допустима поверхнева щільність потоку енергії (інтенсивність потоку енергії), Вт/м ²
	за електричною складовою (E), В/м	за магнітною складовою (H), А/м	
Напруженість електромагнітного поля, 6 кГц...3 МГц	50	5	
3 МГц...30МГц	2	-	
30 МГц...5 ГГц	-	-	10

Електромагнітне поле оптичного діапазону в ультрафіолетовій частині спектру: УФ-С (220...280 нм)			0,001
УФ-В (280...320 нм)			0,01
УФ-А (320. ...400 нм)			10,0
в інфрачервоній частині спектру: 0,76... 10,0 мкм			35,0.. .70,0
Напруженість електричного поля ВДТ			20 ВВ/м

Для обмеження впливу ЕМП на розробника необхідно використовувати і дотримуватися встановленого часу роботи за ПК.

5.2.6 Психофізіологічні фактори

Психофізіологічні фактори праці - це фактори, які впливають на психофізичну діяльність людини в процесі праці. Вони можуть бути обумовлені характером праці, організацією праці та умовами праці. Врахування психофізіологічних факторів праці є важливим завданням для роботодавців та органів державного нагляду за охороною праці. Впровадження заходів щодо врахування психофізіологічних факторів праці дозволяє забезпечити працівникам безпечні, здорові та комфортні умови праці.

Оцінка психофізіологічних факторів під час розробки експертної біомедичної системи для оцінювання стану коронарних судин серця здійснюється відповідно до Гігієнічної класифікацією праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу.

Робоча поза: періодичне перебування в незручній позі (робота з поворотом тулуба, незручним розташуванням кінцівок) та/або фіксованій позі (неможливість зміни взаєморозташування різних частин тіла відносно одна одної) до 25% часу зміни;

Класи умов праці за показниками напруженості праці:

Інтелектуальні навантаження:

Зміст роботи – творча діяльність, що вимагає вирішення складних

завдань за відсутності алгоритму;

Сприймання інформації та їх оцінка – сприймання інформації з наступною корекцією дій та операцій;

Розподіл функцій за ступенем складності завдання – обробка, виконання завдання та його перевірка.

Сенсорні навантаження:

Зосередження (%за зміну) – до 5-75%;

Щільність сигналів (звукові за 1 год) – до 150;

Навантаження на слуховий аналізатор (%) – розбірливість слів та сигналів від 50 до 80 %;

Спостереження за екранами відеотерміналів (годин на зміну) – 4-6год.

Навантаження на голосовий апарат (протягом тижня) – від 16 до 20.

Емоційне навантаження:

Ступінь відповідальності за результат своєї діяльності – є відповідальним за функціональну якість основної роботи; Ступінь ризику для власного життя – вірогідний;

Режим праці:

Тривалість робочого дня – 8 год;

Змінність роботи – однозмінна (без нічної зміни).

За зазначеними показниками важкості та напруженості праці, робота, розробника належить до допустимого класу умов праці (напруженість праці середнього ступеня)[12].

5.3 Безпека в надзвичайних ситуаціях

5.3.1 Шкідливий вплив іонізуючого випромінювання на організм людини

Джерело іонізуючих випромінювань діє на організм при зовнішньому або внутрішньому опромінюванні (попаданні всередину організму з їжею, палінням і т. ін.). Під дією іонізуючих випромінювань в організмі людини

відбувається іонізація молекул і атомів тканини, порушується хімічна структура сполук, утворюються сполуки, не властиві живій клітині, що в свою чергу призводить до її відмирання. Зміни фізичних і біологічних процесів в організмі залежно від дози опромінювання, тобто функції окремих органів і всього організму людини можуть відновлюватись повністю або вести до функціональних порушень організму і виникненню променевої хвороби.

Ураження може викликати гостру і хронічну форми променевої хвороби. Гостра форма хвороби виникає при дії великих доз опромінювання за короткий період часу, хронічна – розвивається в результаті тривалої дії малих доз при зовнішньому опромінюванні або при попаданні всередину організму під час приймання їжі, палінні, вдиханні невеликих кількостей радіоактивних речовин. При гострій променевій хворобі спостерігається анемія, слабкість і схильність організму до інфекційних захворювань.

Для попередження шкідливої дії іонізуючих випромінювань необхідно усувати всяку можливість опромінювання організму дозами, які перевищують гранично допустимі. Ступінь ураження радіоактивними речовинами організму людини залежить від ряду чинників: виду випромінювання (альфа-, бета-, гамма-промені і т. ін.); кількості ізотопу (активності); його властивостей (енергії частинок в період піврозпаду та ін.); шляхів попадання в організм людини та його індивідуальної чутливості.

5.3.2 Розрахунок коефіцієнта протирадіаційного захисту приміщення першого поверху

Оскільки досліджуване приміщення, знаходиться на першому поверсі будівлі, коефіцієнт протирадіаційного захисту розраховуватимемо за формулою

$$K_3 = \frac{0,65 \times K_1 \times K_{CT}}{(1 - K_{Ш})(K_0 \times K_{CT} + 1) K_M} \quad (5.1)$$

Початкові дані:

Несучі стіни будинку з цегли (51 см), маса $1 \text{ м}^2 - 664 \text{ кг}$;

Несучі стіни будинку з цегли (38 см), маса $1\text{ м}^2 - 494\text{ кг}$;

Перегородки цегли (12 см), маса $1\text{ м}^2 - 156\text{ кг}$;

Маса 1 м^2 міжповерхового перекриття – 690 кг/м^2 .

Площа віконних прорізів: ВК1 – $0,48\text{ м}^2$; ВК2 – $4,08\text{ м}^2$.

Площа дверних прорізів: Д-1 – $1,6\text{ м}^2$, Д-4 – $3,3\text{ м}^2$.

Висота підвіконників – $0,9\text{ м}$;

Площа підлоги для розрахунку приміщення – $70,7\text{ м}^2$;

Висота приміщення – 3 м ;

Плоскі кути:

Кут $\alpha_1 = 94^\circ$. Проти кута розташовані:

стіна з цегли (51 см) площею 36 м^2 з прорізом площею $1,44\text{ м}^2$.

Кут $\alpha_2 = 86^\circ$. Проти кута розташовані:

стіна з цегли (51 см) площею $33,6\text{ м}^2$ з прорізом площею $9,12\text{ м}^2$;

стіна з цегли (38 см) площею $33,6\text{ м}^2$ з прорізом площею $1,6\text{ м}^2$;

2 стіни з цегли (38 см) площею $33,6\text{ м}^2$ з прорізом площею $3,2\text{ м}^2$;

Кут $\alpha_3 = 94^\circ$. Проти кута розташовані:

стіна з цегли (51 см) площею 36 м^2 з прорізом площею $1,44\text{ м}^2$.

Кут $\alpha_4 = 86^\circ$. Проти кута розташовані:

стіна з цегли (51 см) площею $33,6\text{ м}^2$ з прорізом площею $8,16\text{ м}^2$;

стіна з цегли (38 см) площею $33,6\text{ м}^2$ з прорізом площею $1,6\text{ м}^2$.

Визначаємо зведені маси стін і перегородок, розташованих проти плоских кутів.

Кут $\alpha_1 = 94^\circ$.

Зведена маса стіни з цегли (51 см) площею 36 м^2 з прорізом площею $1,44\text{ м}^2$

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{1,44}{36} = 0,04, G_{36} = 664(1 - 0,04) = 637,4\text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута α_1

$$G_{\Sigma}^1 = 637,4\text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Кут $\alpha_2 = 86^\circ$.

Зведена маса стіни з цегли (51 см) площею 33,6 м² з прорізом площею 9,12 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{9,12}{33,6} = 0,27, G_{36} = 664(1 - 0,27) = 484,7 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Зведена маса стіни з цегли (38 см) площею 33,6 м² з прорізом площею 1,6 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{1,6}{33,6} = 0,05, G_{36} = 494(1 - 0,05) = 469,3 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Зведена маса 2-х стін з цегли (38 см) площею 33,6 м² з прорізом площею 3,2 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{3,2}{33,6} = 0,094, G_{36} = 494(1 - 0,094) \times 2 = 895,1 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута $\alpha 2$

$$G_{\Sigma}^2 = 484,7 + 469,3 + 895,1 = 1849,1 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Кут $\alpha 3 = 94^\circ$.

Зведена маса стіни з цегли (51 см) площею 36 м² з прорізом площею 1,44 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{1,44}{36} = 0,04, G_{36} = 664(1 - 0,04) = 637,4 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута $\alpha 3$

$$G_{\Sigma}^3 = 637,4 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Кут $\alpha 4 = 86^\circ$.

Зведена маса стіни з цегли (51 см) площею 33,6 м² з прорізом площею 8,16 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{8,16}{33,6} = 0,24, G_{36} = 664(1 - 0,24) = 502,7 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Зведена маса стіни з цегли (38 см) площею 33,6 м² з прорізом площею 1,6 м²

$$\alpha_{\text{ст}} = \frac{1,6}{33,6} = 0,05, G_{36} = 494(1 - 0,05) = 469,3 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Сумарна зведена маса стін плоского кута $\alpha 4$

$$G_{\Sigma}^4 = 502,7 + 469,3 = 972 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Отже за результатом розрахунків сумарні зведені маси стін і

перегородок складають

$$G_{\Sigma}^1 = 637,4 \text{ (кг/м}^2\text{)}; G_{\Sigma}^2 = 1849,1 \text{ (кг/м}^2\text{)};$$

$$G_{\Sigma}^3 = 637,4 \text{ (кг/м}^2\text{)}; G_{\Sigma}^4 = 972 \text{ (кг/м}^2\text{)}.$$

Другий плоский кут приміщення, проти якого розташовані стіни і перегородки сумарною масою більше 1000 кг/м², при визначенні коефіцієнта K₁, що враховує долю радіації після послаблення зовнішніми і внутрішніми стінами, виключається, тоді

$$K_1 = \frac{360}{36 + \sum \alpha_i} = \frac{360}{36 + 276} = 1,15.$$

За мінімальною сумарною масою стін $G_{\Sigma}^1 = 637,4 \text{ (кг/м}^2\text{)}$ визначаємо коефіцієнт K_{CT}=81.

За шириною будівлі визначаємо коефіцієнт, який враховує долю розсіювання випромінювання K_Ш=0,14(висота приміщення складає 3 м).

Коефіцієнт K₀, що враховує зниження поглинальної здатності зовнішніх стін за рахунок наявності в них віконних і дверних прорізів та проникнення в приміщення вторинного випромінювання, з врахуванням висоти від підлоги до вікон 0,8 м розрахуємо

$$K_0 = 0,8 \frac{S_0}{S_{II}} = 0,8 \frac{2,88}{70,7} = 0,032,$$

де S₀ = 2,88 м² – площа зовнішніх розрізів в стінах приміщення; S_{II} = 70,7 м² – площа підлоги приміщення.

Коефіцієнт, що враховує зниження дози радіації в будівлі, розташованій в районі забудови, від екранувальної дії сусідніх споруд K_М=0,55.

Отже коефіцієнт протирадіаційного захисту приміщення

$$K_3 = \frac{0,65 \times K_1 \times K_{CT}}{(1 - K_{Ш})(K_0 \times K_{CT} + 1)K_M} = \frac{0,65 \times 1,15 \times 81}{(1 - 0,14)(0,032 \times 81 + 1)0,55} = 35,6$$

Розрахований коефіцієнт радіаційного захисту приміщення вказує на можливість тривалого перебування людей в даному приміщенні в разі виникнення радіаційного забруднення за умови наявності фільтровентиляційної системи та можливості його герметизації.

ВИСНОВКИ

В даній магістерській кваліфікаційній роботі наведені методи та системи діагностування стану коронарних судин. У висновку можна сказати, що коронарографія найоптимальніший метод, адже це найбільш точний та достовірний метод діагностики ішемічної хвороби серця.

У роботі проаналізовано основні сфери застосування математичних методів у медичній діагностиці, сформульовано принципи діагностики на основі нечіткої логіки.

Проаналізовано світовий досвід розвитку медичних інформаційних технологій.

Розроблено методику використання нечітких множин для реалізації інформаційної експертної системи для вирішення завдань медичної діагностики, зокрема, при оцінюванні ступеня анатомічного ураження коронарного русла у пацієнтів з різними формами ІХС.

Були наведені випадки, які демонструють певний клінічний потенціал спільного аналізу електричних зображень серця на основі МКГ та зображень перфузії на основі ПЕТ. Буде проведено подальше дослідження, щоб зробити цей діагностичний підхід корисним у клінічній рутині.

Результати проведеного дослідження підтвердили, що на сьогоднішній день у розпорядженні фахівців діагностичної служби є необхідні високоефективні методи об'єктивної оцінки ураження коронарного русла, не пов'язані з інтервенційними втручаннями. Міждисциплінарний підхід у діагностиці ураження коронарного русла та оцінки життєздатності міокарда в басейн уражених артерій дозволяє найбільш коректно судити про виразність і значущість порушень у серцево-судинній системі, визначати етапи та обсяги подальшої лікувальної тактики.

Також оцінювали якість зображення коронарних артерій залежно від режиму сканування шляхом порівняння оцінок зображень двома незалежними операторами. Розрахунок частоти збігів оцінок якості

зображень сегментів коронарних артерій показав, що в абсолютному більшості випадків (96,3 – 100%) оцінки різних операторів збігалися. При використанні режиму DS_CorCTA у 18 пацієнтів було вивчено 162 сегменти, частота розбіжностей оцінок якості зображення становила 3,7%, при використанні режиму CorCTA_AdaptiveSeq (16 пацієнтів, 144 сегменти) – 2,8%. У той же час при використанні режиму Flash_CorCTA випадків розбіжності з оцінкою якості зображення (11 пацієнтів, 99 сегментів) зазначено не було. Частота розбіжностей при оцінці якості зображення 171 сегмента у 19 хворих при режимі Dual Energy склала 2,9%. значимих міжгрупових відмінностей по частоті розбіжностей результатів оцінки якості зображень сегментів коронарних судин виявлено не було.

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Експертна біомедична система для оцінювання стану коронарних судин серця» складають 438989,30 грн. Відповідно до проведеного аналізу та розрахунків рівень наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи на тему «Експертна біомедична система для оцінювання стану коронарних судин серця» є середній, а дослідження актуальними, рівень доцільності виконання науково-дослідної роботи , що свідчить про потенційну ефективність з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

Також було проведено технічні рішення щодо безпечного виконання роботи, щодо гігієни праці та виробничої санітарії, і технічні рішення щодо безпеки в надзвичайних ситуаціях.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Гайтон А.К., Холл Дж.Э. Медицинская физиология / Пер. с англ.; под ред. В.И. Кобрина. — М., 2008; Трифонов Е.В. Пневмапсихосоматология человека // Русско-англо-русская энциклопедия, 17-е изд. — 2014; Українсько-англійський ілюстрований медичний словник Дорланда. В 2 т. — Львів, 2007. Богатырев Е. А., Ларин В. Ю., Лякин А. Е. Энциклопедия электронных компонентов. Т. 1. М.: ООО «МАКРО ТИМ», 2006. 374 с.
<https://www.pharmencyclopedia.com.ua/article/8080/koronarni-sudini>
2. Фуженко К. Є . Мультиспиральная компьютерная томография в диагностике патологии коронарного русла
3. Кондрашина О. С. Об'ємна КТ-ангіографія при захворюваннях серця та вінцевих артеріях.
4. Coronary heart disease diagnosis .
<https://www.nhlbi.nih.gov/health/coronary-heart-disease/diagnosis>
5. Томас Кашіно, доктор медичних наук, магістр медицини Мічиганського університету Мічигану; Майкл Дж. Шей, доктор медицини Мічиганського університету «Radionuclide Imaging of the Heart».
6. Ильясова Н.Ю. Системы компьютерного анализа диагностических изображений кровеносных сосудов.
7. Кассар А, Холмс DR, Jr, Rihal CS, Герш ВJ. Хронічна ішемічна хвороба серця: діагностика та лікування. Mayo Clin Proc. 2009;84(12):1130-1146.
8. Павлов С.В. Перспективність застосування медичних інформаційних технологій для оцінювання ризику анатомічного ураження коронарних артерій.
9. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.
10. Bland JM, Altman DG Measuring agreement в метод comparison studies // Statistical Methods in Medical Research. - 1999. - Vol. 8. - P. 135 - 160.

11. ДСТУ 8604:2015 Дизайн і ергономіка. Робоче місце для виконання робіт у положенні сидячи. Загальні ергономічні вимоги - [Електронний ресурс] - http://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page?id_doc=71028

12. Державні санітарні норми та правила «Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу», затверджених [наказом](#) Міністерства охорони здоров'я України від 08 квітня 2014 року № 248.

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Експертна біомедична система для оцінювання стану коронарних судин серця

Тип роботи: МКР

Підрозділ: кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Показники звіту подібності Unicheck

Оригінальність 85,6 %

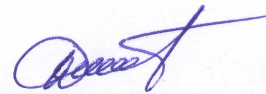
Схожість 14,4 %

1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.

2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.

3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

Особа, відповідальна за перевірку



Штофель Д. Х.

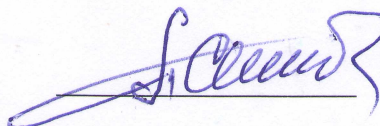
Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unicheck щодо роботи.

Автор роботи



Метла Д. О.

Керівник роботи



Павлов С. В.