


НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів

«На правах рукопису»
УДК 612.171.1

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

 В.В. Шевченко

«14» 12 2018р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

зі спеціальності 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка

на тему: «Метод діагностики стану серцево-судинної системи»

Виконав:

студент VI курсу, групи ПБ-72мп
Большаков Андрій Олександрович

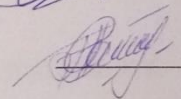


Керівник:

к.т.н., доцент, старший науковий співробітник
Клочко Т.Р.

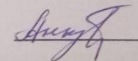


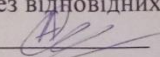
Консультант з розроблення стартап-проекту:
к.е.н., доцент, Бояринова К. О.



Рецензент:

к.т.н., доцент, Писарець А. В.



Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць
інших авторів без відповідних посилань.
Студент (-ка) 

Київ – 2018 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

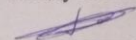
Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною програмою

Спеціальність (спеціалізація) – 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

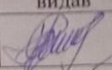
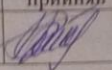
 В.В. Шевченко
« 01 » 11 20 18 р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту

Большакову Андрію Олександровичу

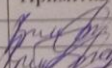
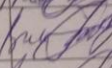
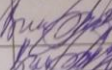
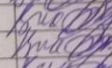
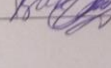
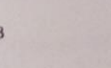
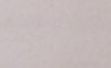
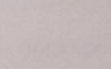
1. Тема дисертації «Метод діагностики стану серцево-судинної системи», науковий керівник дисертації Клочко Тетяна Реджинальдівна, доцент, к.т.н., старший науковий співробітник, затверджені наказом по університету від «05» листопада 2018 р. №4078-с
2. Термін подання студентом дисертації 10 грудня 2018 р.
3. Об'єкт дослідження: діагностика серцево-судинної системи пацієнта.
4. Вихідні дані: прилад діагностики Cardio-Reo ТОВ «Міда».
5. Перелік завдань, які потрібно розробити: 1)Аналіз проблеми побудови комплексів для діагностики серцево-судинної системи організму пацієнта. 2)Розробка блок схеми діагностичного комплексу. 3)Створення алгоритмів роботи модулів ЕКГ, ФПГ та реографічних обстежень. 4)Проведення експериментальних досліджень. 5) Обробка та аналіз отриманих результатів.
Висновки
6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: загальний вигляд програмної реалізації комплексного дослідження, блок схема приладу, класифікація методів обробки даних, результати експерименту та інші.
7. Орієнтовний перелік публікацій: свідоцтво авторського права на науковий твір.

8. Консультанти розділів дисертації*


Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Розробка стартап-проекту	Бояринова К.О. к.е.н., доцент		

9. Дата видачі завдання 01 вересня 2018р.

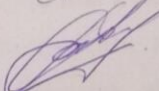
Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Огляд літературних джерел	01.01.2018	
2	Постановка задачі дослідження	01.02.2018	
3	Аналіз проблем побудови комплексів для діагностики серцево-судинної системи	15.03.2018	
4	Розробка комплексу та алгоритмів роботи з модулями ЕКГ, ФПГ, реографії.	20.06.2018	
5	Проведення експериментів	15.10.2018	
6	Обробка результатів	01.11.2018	
7	Розробка стартап проекту	10.11.2018	
8	Підготовка ПЗ та презентації	10.12.2018	

Студент

 А.О. Большаков

Науковий керівник дисертації

 Т.Р. Клочко

РЕФЕРАТ

У роботі проведено аналіз існуючих проблем щодо діагностики серцево-судинної системи пацієнта, запропоновано побудова діагностичного комплексу, що складається з електрокардіографу, реографу та фото плетизмографу під керуванням розробленої програмної структури, що дозволяє розширення комплексу новими діагностичними методами. Розроблено елементи математичного апарату для обробки отриманої діагностичної інформації. Проведено огляд та аналіз роботи програмного розробленого забезпечення. Практична реалізація розробленого комплексу для серцево-судинної системи пацієнта дозволяє значно оптимізувати роботу медичного закладу, передбачено можливість розширення комплексу без необхідності побудови додаткового спеціалізованого програмного забезпечення.

Актуальність проблеми. Останнім часом виділяється значне зростання консультативно-діагностичних центрів, які потребують якісного діагностичного оснащення.

Кабінет функціональної діагностики в медичному закладі призначено не тільки для первинного обстеження пацієнта, але і для дослідження динаміки для визначення ефективності лікувальних дій. При цьому першочерговою галуззю медичного діагностичного оснащення є прилади і пристрої для діагностики серцево-судинної системи, оскільки вона виконує одні із найголовніших транспортних і регуляторних функцій організму. Знання зміни стану серцево-судинної системи (ССС) обґрунтовує дослідження реакції організму на лікувальні процедури, відображає загальні адаптивні функції організму.

На сьогодні існує безліч методик для діагностики ССС: ультразвукові, оптико-електронні, електронні, магнітні обстеження, широкий перелік різних томографічних методів, в тому числі контрастна ангиографія, скрінінг-методи, методи непрямого вимірювання функціонального стану організму тощо.

Більшість відомих діагностичних методик не може бути використано або їх використання суттєво ускладнено умовами амбулаторності: інвазивність, складність використання та ін.

Підбір діагностичних методів для їх поєднання в кабінеті функціональної діагностики є частковим вирішення проблематики, але такий вихід має ряд ускладнень: використання декількох типів програмного забезпечення (ПЗ), громіздкість та ін.

Розробка універсального комплексу, що буде відповідати всім вищеписаним вимогам - першочергове завдання оснащення кабінету функціональної діагностики. Але в цьому випадку існує інше ускладнення: для універсальності роботи комплексу необхідне гнучке програмне забезпечення, що дозволило б під'єднання необхідних однотипних приладів без необхідності придбання допоміжного специфічного ПЗ.

Метою даного дослідження є розробка комплексу для діагностики серцево-судинної системи пацієнта та побудова програмної системи для управління роботою комплексу, а також можливості його розширення іншими діагностичними методиками.

Завданням даної роботи є:

1. Аналіз існуючих напрямків розробки біомедичних систем, вивчення можливостей інтеграції різнорідних систем в один комплекс.
2. Побудова єдиних моделей функціонування систем, включаючи модель розподілення і представлення даних, формування однієї цілісної програмної структури.
3. Розширення задачі функціонування системи шляхом уведення ряду процесів, які допускають паралельне виконання в часі, і вирішення проблеми їх реалізації.
4. Реалізація методів обробки даних у дійсному масштабі часу, в тому числі методів виділення QRST-комплексів та аналіз фотоплетизмографічних даних.

Об'єктом дослідження є діагностика серцево-судинної системи пацієнта.

Предметом дослідження є створення блоку поєднання діагностичної апаратури для дослідження серцево-судинної системи та його програмна архітектура.

Наукова новизна полягає у побудові комплексного рішення для дослідження функціонального стану серцево-судинної системи та розробці алгоритмів програмної структури, що дозволяє розширити інформативність діагностичної інформації за рахунок комплексного обстеження серцево-судинної системи.

Практична новизна полягає у розробці програмно-апаратного комплексу для діагностики функціонального стану організму пацієнта, що містить методики для дослідження серцево-судинної системи і дозволяє під'єднання додаткових діагностичних приладів

Апробація результатів дисертації. Результати дисертації апробовані в клінічній установі за участю профільних лікарів.

Публікації: Большаков А.О. «Метод діагностики стану серцево-судинної системи» / XIV Науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні» 04-05 грудня 2018 року, м.Київ, Україна.

Свідоцтво авторського права на науковий твір «Автоматизована система фотодинамічної терапії новоутворень» №83256 від 28.09.2018

Ключові слова: програмна архітектура, реографія, електрокардіографія, фотоплетизмографія, компонентне програмне забезпечення.

ABSTRACT

In the work the analysis of existing problems concerning diagnostics of the cardiovascular system of the patient is carried out, the construction of a diagnostic complex consisting of an electrocardiograph, a rheographer and a photo plethysmograph under the control of the developed software structure, which allows the expansion of the complex with new diagnostic methods, is proposed. The elements of the mathematical apparatus for processing the received diagnostic information are developed. A review and analysis of the work of software developed software was conducted. The practical implementation of the developed complex for the cardiovascular system of the patient can significantly optimize the work of the medical institution, provided for the possibility of expanding the complex without the need to build additional specialized software.

Relevance of the problem. Recently, a significant increase in consulting and diagnostic centers that require high-quality diagnostic equipment is allocated.

The office of functional diagnostics in a medical institution is intended not only for the initial examination of the patient, but also for studying the dynamics to determine the effectiveness of therapeutic actions. In this case, the first branch of medical diagnostic equipment is devices and devices for diagnosing the cardiovascular system, because it performs some of the most important transport and regulatory functions of the body. Knowledge of the state of the cardiovascular system (SSS) justifies the study of the body's response to medical procedures, reflects the general adaptive functions of the body.

To date, there are many methods for diagnosing the CCS: ultrasound, opto-electronic, electronic, magnetic examinations, a wide range of different tomographic methods, including contrasting angiography, screening methods, methods for indirect measurement of functional state of the organism, etc.

Most known diagnostic techniques can not be used or their use is substantially complicated by outpatient conditions: invasiveness, complexity of use, etc.

The selection of diagnostic methods for their combination in the office of functional diagnostics is a partial solution to the problem, but such an outlet has a

number of complications: the use of several types of software (software), cumbersome, etc.

The development of a universal complex that meets all of the above requirements is the primary task of equipping the office with functional diagnostics. But in this case there is another complication: for the versatility of the complex, flexible software is needed that would allow the connection of the necessary devices of the same type without the need to purchase auxiliary specific software.

The purpose of this study is to develop a complex for diagnosing the cardiovascular system of the patient and build a program system for managing the work of the complex, as well as the possibility of its expansion by other diagnostic methods.

The task of this work is:

1. Analysis of existing directions of biomedical systems, studying the possibilities of integrating heterogeneous systems into one complex.

2. Construction of unified models of functioning of systems, including the model of distribution and presentation of data, the formation of one integral program structure.

3. Expansion of the task of functioning of the system by introducing a number of processes that allow parallel execution in time, and solving the problem of their implementation.

4. Realization of data processing methods in real time scale, including methods of allocation of QRST-complexes and analysis of photoplethysmographic data.

The object of the study is the diagnosis of the cardiovascular system of the patient.

The subject of the study is the software architecture of the blend of diagnostic equipment for the study of the cardiovascular system.

The scientific novelty consists in the construction of an integrated solution for the investigation of the functional state of the cardiovascular system and the development of a software structure that allows expanding the informative of the diagnostic information at the expense of a comprehensive examination of the cardiovascular system.

Practical novelty consists in the development of a software-hardware complex for diagnosing the functional state of the patient's patient, containing methods for the study of the cardiovascular system and allows the connection of additional diagnostic devices

Approbation of the results of the dissertation. The results of the dissertation have been tested in a clinical institution with the participation of profile doctors.

Publications: Bolshakov A.O. "Method of Diagnosis of the Condition of the Cardiovascular System" / XIV Scientific and Practical Conference of Students, Postgraduates and Young Scientists "Efficiency of Engineering Solutions in Instrumentation" December 04-05, 2018, Kyiv, Ukraine.

Certificate of copyright for a scientific work "Automated system of photodynamic therapy of tumors" №83256 dated 09/28/2018.

Key words: software architecture, rheography, electrocardiography, photoplethysmography, component software.

ЗМІСТ

Вступ.....	14
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ПРОБЛЕМИ ПОБУДОВИ КОМПЛЕКСІВ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ ОРГАНІЗМУ ПАЦІЄНТА.....	15
1.1. Загальний огляд проблеми побудови діагностичних кабінетів медичних установ.....	15
1.2. Поняття про системи реєстрації і обробки медичної діагностичної інформації	17
1.3. Основні напрямки в області систем реєстрації й обробки біологічних сигналів.....	21
1.4. Розширені вимоги, пропонувані до комп'ютерних біомедичних систем.....	26
1.5. Проектування комп'ютерних біомедичних систем реального часу...28	
1.5.1. Розробка біомедичних програмних систем	31
1.5.2 Застосування архітектур проміжного ПЗ при проектуванні програмних біомедичних систем.....	32
Висновки до розділу.....	36
РОЗДІЛ 2. АНАЛІТИЧНЕ ПІДГРУНТЯ МЕТОДУ ДІАГНОСТИКИ СТАНУ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ.....	38
2.1. Побудова комплексу для діагностики серцево-судинної системи організму	38
2.1.1. Вибір і обґрунтування діагностичних показників при обстеженні пацієнта.....	38
2.1.2. Огляд етапів дослідження.....	41
2.1.3. Структуризація систем реєстрації діагностичної інформації.....	44
2.2. Методи обробки фотоплетизмографічних даних	47

2.3. Виділення й аналіз QRS-комплексів в ЕКГ-системах реального часу.....	56
2.3.1. Класифікація методик виділення QRS-комплексів.....	57
2.3.2. Алгоритм реєстрації QRS-комплексів.....	61
2.4. Основні функціональні характеристики комплексу.....	67
2.5. Основні програмні компоненти і структура програмної системи.....	70
Висновки до розділу.....	75
РОЗДІЛ 3. ОСНОВНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ І КОМПОНЕНТИ КОМПЛЕКСУ ДІАГНОСТИКИ. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ОБРОБКА ОТРИМАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ.....	77
3.1. Розробка і опис блок-схеми комплексу для амбулаторної діагностики функціонального стану серцево-судинної системи пацієнта.....	77
3.2. Алгоритм роботи із програмними модулями для ЕКГ, ФПГ та реографічного обстежень.....	79
3.3. Аналіз результатів, отриманих в результаті роботи розробленого комплексу.....	87
Висновки до розділу.....	92
РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ «РОЗРОБКА КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ ПАЦІЄНТА».....	93
4.1. Опис ідеї проекту.....	93
4.2. Технологічний аудит ідеї проекту.....	95
4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	95
4.4. Розроблення ринкової стратегії проекту.....	104
4.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.....	105
Висновки до розділу.....	108
Загальні висновки.....	109
Список використаних джерел.....	111
ДОДАТКИ.....	120

Додаток А.....	121
Додаток Б.....	129

Перелік умовних позначень

ССС - Серцево-судинна системи
ПЗ - Програмне забезпечення
ВСР - Варіабельність серцевого ритму
ЕЕГ - Електроенцефалографія
ЕКГ - Електрокардіографія
БМС - Біомедичні системи
ЦОС - Цифрова обробка сигналів
БМІ - Біомедична інформація
МІВ - Medical Information Bus
ПА - Програмна архітектура
СЕ - Структурні елементи
ІПП - Інтерфейс прикладного програмування
ПП - Програмна платформа
ОС - Операційна система
РУП - Раціонально уніфікований процес
ВМП - Віртуальний медичний пристрій
ЧСС - Частота серцевих скорочень
БД - База даних

ВСТУП

На сьогодні в Україні існує широкий перелік медичних установ, як державної, так і приватної форми власності від оздоровчих центрів санаторно-курортного характеру до великих лікарень із розгалуженою мережою відділень. Але майже кожний медичний заклад має містити діагностичні кабінети для фундаментального підходу в лікуванні пацієнтів.

Оснащення діагностичних відділів суттєво залежить від типу установи. В цьому ракурсі варто виділити лише два типи медичних закладів:

- стаціонарного типу;
- амбулаторного типу.

Діагностичні кабінети установ стаціонарного типу мають такі особливості, як високий рівень інформативності, можливість проведення інвазивних процедур, моніторингу пацієнтів тощо. Обладнання в такому випадку, як правило, досить вартісне та габаритне. Діагностичні відділи мають свої підрозділи. Всі ці аспекти роблять діагностику в стаціонарних установах фундаментальною.

Але сьогодні не існує універсальних методів дослідження функціонального стану організму людини. Побудова комплексних рішень для кабінетів функціональної діагностики ускладнення відсутністю єдиних стандартів та уніфікованого підходу до побудови системного та інтерфейсного програмного забезпечення.

У даній роботі розглядається побудова діагностичного комплексу для дослідження серцево-судинної системи пацієнта та розробка програмної системи, що дозволить розширювати інформаційні характеристики комплексу без додаткового спеціалізованого програмного забезпечення шляхом під'єднання діагностичних приладів.

РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ПРОБЛЕМИ ПОБУДОВИ КОМПЛЕКСІВ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ ОРГАНІЗМУ ПАЦІЄНТА

1.1. Загальний огляд проблеми побудови діагностичних кабінетів медичних установ

На теперішній час в Україні існує значна кількість медичних центрів, які мають бути оснащені якісним діагностичним обладнанням.

Сучасні діагностичні методики, які можна розглядати для оснащення центрів, відрізняються одна від одної ступенем безпечності, інформативністю, простотою використання, швидкодією, вичерпністю вихідних даних тощо. Сьогодні немає однієї діагностичної методики, яка б відповідала всім вищеписаним вимогам, тому кабінети функціональної діагностики, як правило, містять декілька приладів. Але це викликає ряд незручностей:

- 1) незручність використання, що викликана:
 - а) громіздкістю комплексу – використання декількох діагностичних приладів знижує ергономічність, потребує затрат значної площі;
 - б) використання певної кількості програмного забезпечення (ПЗ) – на сьогодні стандартизація ПЗ знаходиться на низькому рівні розвитку, що значно ускладнює використання декількох діагностичних приладів (це питання детальніше буде висвітлено нижче);
- 2) неможливість вести єдину наочну базу даних пацієнтів – що витікає із проблеми про ПЗ;
- 3) неможливість співставлення результатів обстеження, обмежена повнота дослідження динаміки лікування;
- 4) інші.

У зв'язку із такими складностями почали розроблюватися комплексні діагностичні рішення, що поєднували у собі декілька відомих діагностичних методик. Але будь-який такий комплекс має ряд недоліків:

1. Обмежена функціональність: деякі діагностичні комплекси розраховані на обстеження одного органу чи системи (як, наприклад, полікардіограф – прилад, що поєднує ехокардіографію, реографію і електрокардіографію);
2. Спеціальне ПЗ, що викликає неможливість розширення комплексу (в деяких випадках розширення можливе тільки тих методик, які пропонує виробник комплексу), складність співставлення даних, отриманих з інших обстежень з даними, які отримуються від даного комплексу.

Іншим шляхом оптимізації роботи діагностичного кабінету стала розробка так званих скрінінгових діагностичних методів. Вони дозволяють, як правило, дослідити функціональний стан всього організму або однієї системи. Такі системи характеризуються простою використання, швидкодією, мобільністю і вичерпністю отриманої інформації. Але такі системи часто мають недостатню точність отриманих даних і недостатню надійність. Як правило, математичний апарат, що закладено у роботу таких приладів, недосконалий і не оптимізований, за рахунок чого вірогідність похибок значно зростає. Але, при вдалому підборі досліджуваних параметрів, можна отримати досить широкий перелік даних про стан організму і, таким чином, отримати комплексну інформацію про стан пацієнта. До таких комплексів слід віднести відому систему неінвазивного аналізу крові Малихіна-Пулавського [1].

Відомі також і інші скрінінгові діагностичні методики, які побудовані за наступним принципом. Прилад реєструє один із класичних показників, а інші отримуються за відповідними математичними залежностями. До таких приладів можна віднести діагностичну систему «Омега-М2» [2]. Ця система реєструє показник ритмічності роботи серця – варіабельність серцевого ритму (ВСР) і дозволяє отримати інтегральні показники стану серцево-судинної системи, вегетативної та центральної регуляції, психоемоційний стан пацієнта,

узагальнені показники електроенцефалографії (ЕЕГ) та ін. Особливістю даної системи, як і подібних, є те, що діагностична інформація, що отримується є досить наочною, але найчастіше малокорисною для практичних клініцистів. До того ж проблема точності залишається тою ж, що і у попередньому випадку, описаному вище. Але з такими системами досить зручно відстежувати ефективність лікувальних процесів і виконувати індивідуальну корекцію терапії.

Ще одним рішенням проблеми оснащення діагностичного кабінету АЗ є прилади акупунктурної і біорезонансної діагностики, корекції і терапії. Ці системи дозволяють досить точно і вичерпно визначити функціональний стан організму. Але такі системи мають два основних недоліки: трудомісткість процесу обстеження та недостатність теоретичного і математичного обґрунтування для побудови однозначного клінічного заключення.

Виходячи з вищеописаного матеріалу можна зробити висновок, що найперспективнішим методом оптимізувати діагностичну діяльність будь-якого медичного, в тому числі і амбулаторного закладу є вирішення питання стандартизації специфічного ПЗ для діагностичних приладів.

Для детального розуміння глибини складності побудови комплексних діагностичних рішень треба розглянути загальні проблеми проектування реєстрації і обробки медичної діагностичної інформації, що включає в тому числі і проблеми стандартів в області медичного приладобудування, які будуть розглянуті у розділах нижче.

1.2. Поняття про системи реєстрації і обробки медичної діагностичної інформації

Біологічні системи є найбільш складними системами, з якими коли-небудь, доводилося зіштовхуватися людині. Це, насамперед, пояснюється тим, що дослідження подібних систем ускладнюється наявністю ряду обмежень, найбільш важливим з яких є неможливість ізолювати аналізовану систему. Будь-яка подібна система зазнає сильний вплив з боку значного числа суміжних

систем, без обліку впливу яких одержання достовірних результатів неможливо. У цей час одним з найбільш важливих інструментів при проведенні подібних досліджень служать комп'ютерні біомедичні системи (БМС) реєстрації й обробки електрофізіологічних сигналів, що забезпечують функції запису, обробки й аналізу біомедичних сигналів різної природи.

Біологічні сигнали допускають кілька можливих класифікацій, найбільш важливими з яких є поділ по фізичній природі джерела сигналу, по предметній області застосування й, нарешті, по характеристиках самого сигналу.

Класифікація сигналів по предметній області ґрунтується на розгляді спектра біомедичних завдань, таких як діагностика, моніторинг, рішення яких будується шляхом реєстрації, математичної обробки й аналізу тих або інших електрофізіологічних сигналів.

Класифікація по фізичних характеристиках передбачає поділ безлічі сигналів на групи, які у свою чергу, також діляться на підгрупи відповідно до таких властивостей, як періодичність, стаціонарність, детермінованість і т.п.

Різні по своєму призначенню, комп'ютерні біомедичні системи мають одну загальну особливість - джерелом даних є сама людина. Чималу роль у розвитку БМС грає прогрес в області обчислювальних засобів й обчислювальних методів аналізу. Можливості комплексів збільшуються, удосконалюються методики й алгоритми аналізу даних, обчислювальне навантаження росте й перекладається повністю з апаратного забезпечення на програмні засоби. Ядром таких програмних комплексів виступає підсистема цифрової обробки сигналів (ЦОС), від ефективності роботи якої і залежить загальна продуктивність системи, її надійність та споживчі властивості комплексу в цілому, у той час, коли якість біомедичної інформації значною мірою визначається реалізацією аналого-цифрового перетворення й схемотехнікою аналогових вхідних схем [5] (Рис.1.1).

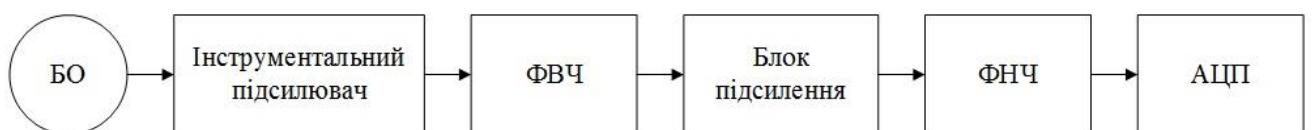


Рис. 1.1. Схема аналогової частини системи збору електрофізіологічної інформації.

Одним з найпоширеніших підходів при розробці біомедичних систем є проектування комплексу на базі апаратної частини ПК або одноплатних ЕОМ, що містять необхідний набір периферійних пристроїв з вбудованим програмним забезпеченням. Це дає можливість використати стандартні ОС, що обслуговують ресурси системи й зосередитися на реалізації специфічної для біомедичної системи функціональності (Рис. 1.2). При цьому велике значення одержує вибір типу інтерфейсу ПК з периферійними пристроями, що проектуються. Подібні системи прийнято називати комп'ютерними.

У процесі проектування комп'ютерних БМС часто виділяється два типи основних робіт:

- проектування й реалізація апаратної частини пристроїв реєстрації біомедичної інформації (БМІ);
- проектування й розробка програмного забезпечення, у тому числі що вбудованого.

При цьому, розробка програмного забезпечення (ПЗ) може бути розділена на кілька функціональних етапів:

1. вибір програмної платформи, під якою розуміється ОС і набір надаваних нею інструментальних засобів;
2. розробка архітектури програмного забезпечення системи на підставі технічного завдання й дослідження її властивостей на основі методів моделювання;
3. реалізація окремих функціональних компонентів системи;
4. інтеграція апаратних засобів реєстрації БМІ;
5. вибір і реалізація комунікаційних каналів для інтеграції системи в інформаційний простір.

Комп'ютерні системи діагностики беруть свій початок на початку 70-х років, коли з'явилися досить дешеві й компактні апаратні засоби для їхньої реалізації. Перші програмні комплекси були спробою автоматизувати процес одержання з ЕКГ діагностичної інформації за допомогою комп'ютера [7,8]. Очікувалося, що крім тих переваг, які дає автоматизація, вдасться також підвищити діагностичну

точність аналізу, завдяки застосуванню статистичних методів, які не можуть бути використані при обробці вручну. Результатом розвитку різних комп'ютерних систем з'явився ЕКГ-аналіз, що дозволив істотно підвищити ефективність діагностики, зменшити відносну частоту діагностичних помилок, скоротити час електрокардіографічного обстеження.

Логіка розвитку сучасних методів медичної діагностики полягає в збільшенні обсягу біомедичної інформації (БМІ), необхідної в клінічній практиці. Тому для сучасних комп'ютерних біомедичних систем (БМС) реєстрації електрофізіологічних сигналів характерна підтримка запису й обробки декількох різних біоелектричних сигналів. Після ЕКГ найбільш значимими клінічно є ЕЕГ, ЕМГ, реосигнали, також велике значення таких фізіологічних параметрів, як артеріальний тиск, ступінь насичення крові киснем, температура тіла. Наведена узагальнена схема на Рис. 1.2. є характерною для реалізацій систем на основі комп'ютерних пристроїв.

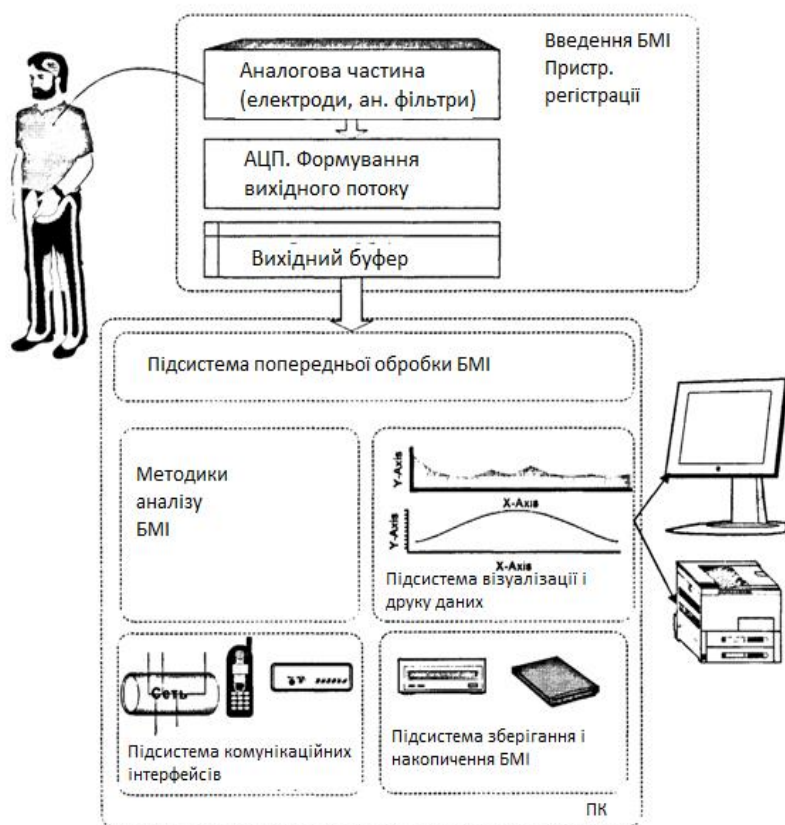


Рис. 1.2. Узагальнена схема комп'ютерної БМС [7,8]

Апаратна частина являє собою пристрій реєстрації й попередньої обробки сигналу та, зазвичай, здійснює аналогово-цифрове перетворення. Буферизація даних на виході є звичайним для систем реального часу з метою синхронізації або упакування переданих даних. Інтерфейсною частиною з боку програмної системи виступає системний додаток - драйвер, що забезпечує взаємодію з апаратною частиною на низькому рівні. Засоби візуалізації й печатки забезпечують подання даних у зручному для аналізу форматі. Все більшої ваги здобуває підсистема комунікаційних інтерфейсів, тому вона в даному поданні виділена в окремий блок.

1.3. Основні напрямки в області систем реєстрації й обробки біологічних сигналів

Бурхливий розвиток і впровадження інформаційних систем у клінічну практику привело до необхідності їхньої стандартизації. Потреба в розробці регламентуючих норм настає, коли розвиток якої-небудь галузі досягає певного стану, що характеризується закінченням процесу попереднього нагромадження знань. До цього моменту в цю сферу діяльності звичайно утягується досить широке коло фахівців і значна кількість фінансових засобів. Масове виробництво й попит породжує широке конкурентне поле, на якому з'являються численні виробники. Необхідність підвищення якості виробів, забезпечення їхньої інтеграції й одержання єдиних методів оцінки якості вимагає розробки єдиних стандартів. При цьому стандартизація починається з дозволу яких-небудь приватних специфічних питань, де протиріччя назріли досить гостро. Надалі, розвиток цього процесу приведе до логічного узагальнення й появи широких загальноприйнятих норм, що опираються на існуючу технологічну базу й розроблених на основі сучасних методів документування.

Стандартизація в області медичної інформатики в цілому, біомедичних апаратів і систем зокрема, натрапляє на ряд труднощів, викликаних, насамперед, складністю у формалізації завдань і побудові єдиних моделей подібних систем.

Однак, незважаючи на те, що розвиток галузі біомедичних систем характеризується, значною мірою, суперечливістю й непослідовністю, стандарти обміну медичною інформацією успішно розвиваються й впроваджуються на рівні великих і середніх інформаційних систем. Завданням розробки інформаційних норм є побудова на основі моделювання різноманітних біомедичних даних єдиної номенклатури, універсальних методів подання й кодування даних, а також системи повідомлень, що дозволяє інтегрувати підсистеми різних виробників у рамках єдиного інформаційного середовища медичних установ. Ріст вартості організації медичного обслуговування привів розробників медичних систем до необхідності застосування нового підходу, головним принципом якого є орієнтація на рядового пацієнта, залученого в інформаційне середовище охорони здоров'я.

Для нашого часу характерний поділ питань стандартизації медичних інформаційних систем масштабу великих організацій з одного боку, і біомедичних програмних систем реєстрації й обробки даних - з іншої. Даний факт у якомусь ступені є логічним, оскільки підходи, застосовувані в цих двох випадках, фактично протилежні. У першому випадку, велике значення приділяється структурам даних, повноті подання й універсальності номенклатури, а в другому - продуктивності, універсальності інтерфейсу й швидкості взаємодії між окремими компонентами системи.

Створення величезної кількості близьких за своїми функціями, але зовсім несумісних один з одним систем, стало серйозною перешкодою на шляху розвитку галузі в цілому. Найбільш складним завданням для розробників будь-якої програмної біомедичної системи, є забезпечення високого рівня сумісності між біомедичними додатками, розробленими різними виробниками й працюючими на різних платформах. Однією з найбільш важливих цілей швидкого розвитку процесів стандартизації біомедичних систем є подолання наявних перешкод на шляху інтеграції систем і досягнення, так називаної інтеоперабельності, під якою розуміється здатність систем ефективно взаємодіяти один з одним. Дане поняття має широке значення: від можливості

різним системам мати доступ до єдиних інформаційних ресурсів, до здатності систем ефективно взаємодіяти один з одним для рішення прикладних завдань у масштабі реального часу.

Під здатністю різноманітних систем до взаємодії за принципом plug-and-play розуміють сукупність їхніх властивостей, завдяки яким подібні системи можуть ефективно бути інтегровані в рамках єдиного апаратно-програмного комплексу на підставі встановлених загальних принципів і розроблених протоколів. Дана властивість систем має на увазі взаємну сумісність на підставі сертифікації їхньої відповідності встановленим нормам і стандартам. Прикладами подібних комплексів можуть виступати системи інтенсивної терапії, що складаються з набору різноманітних пристроїв, керованих єдиною інформаційною системою [9]. Укрупнена схема з основними напрямками стандартизації в області медичної інформатики представлена на Рис. 1.3.

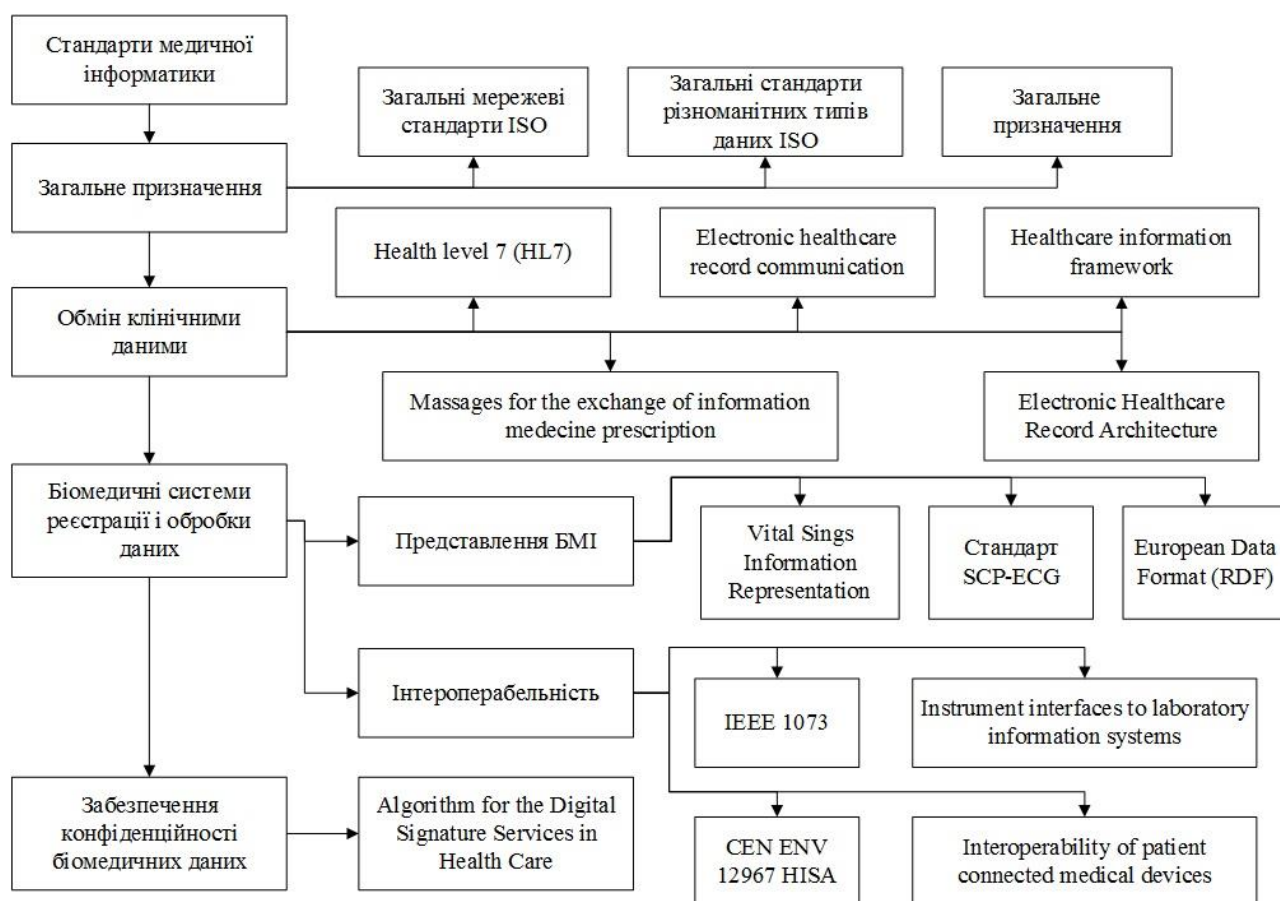


Рис. 1.3. Основні напрямки сучасної медичної інформатики [9]

Різні за своєю спрямованістю стандарти занесені до різних предметних областей: норми загального призначення, стандарти обміну клінічними даними, забезпечення конфіденційності, а також специфікації в області розробки біомедичних систем реєстрації й обробки БМІ.

Норми загального призначення багато в чому не є специфічними для області біомедичної інформатики й ставляться до інформаційної науки в цілому. Цю категорію формують норми загального використання, зокрема, основні стандарти побудови відкритих мереж [10], широко використовувані в розробці апаратно-програмних систем, загальні стандарти кодування простих типів даних, а також біомедичні специфікації загального характеру.

Стандарти групи обміну клінічними даними зосереджують свою увагу на інформаційних системах масштабу великих установ. Серед подібних груп стандартів варто виділити добре, що зарекомендував себе стандарт, HLF[11], що офіційно одержав статус норми ANSI. HL7 є специфікацією клінічного інтерфейсу, що відповідає сьомому рівню в стеці протоколів OSI, і вирішує завдання пов'язані з організацією електронного обміну різноманітною клінічною, фінансовою й адміністративною інформацією. Основою стандарту виступає так звана реферативна інформаційна модель, що є основою для методології побудови клінічних повідомлень, що слугує основою протоколу обміну. Це дозволяє додати процесу формування повідомлень й інших елементів протоколу необхідну логічність. Додатково в стандарті наведена модель предметної області з відповідною номенклатурою й моделями використання. Аналогом HL7 виступає Європейський стандарт Electronic healthcare record communication [12], що розглядає проблему взаємодії інформаційних систем з подібних позицій. Надалі можливо об'єднання цих двох стандартів у єдину специфікацію: у цей час подібні роботи ведуться в рамках спільної робочої групи.

Таким чином, у цей час можна виділити кілька підходів до рішення завдань інформаційної взаємодії систем:

- пряме використання стандартів подання й обміну медичною інформацією, таких як HL7 або ENCR;
- застосування стандартів подання даних на рівні файлів загального доступу й обміну;
- комбіноване застосування форматів подання даних на рівні файлової структури й стандартів обміну медичними записами;
- розробка й реалізація приватних протоколів обміну.

Довгий час розробка специфічного для виробника внутрішнього подання даних і власних закритих протоколів обміну була звичайною практикою, оскільки розробка яких-небудь інтегруючих стандартів в області біомедичних систем є набагато більш складним завданням у силу широти предметної області й різної специфіки. Біомедичні програмні системи реєстрації біологічних сигналів мають широку функціональну спрямованість, і їхня стандартизація передбачає побудову абстрактних інформаційних моделей всіх цих систем, жорстко регламентуючі механізми роботи всіх елементів. Комплекс подібних моделей становить метамодель предметної області, у рамках якої визначена система зв'язків всіх елементів, розроблені відповідна номенклатура й форми кодування подій і даних. У рамках такої метамоделі, будь-який формат подання даних є деяким логічним наслідком системних побудов і не прив'язаний до конкретного транспортного рівня.

Група стандартів в області біомедичних систем націлена на рішення подібних завдань і концентрує свою увагу на регламентації комунікаційного інтерфейсу для інтеграції даних систем. Існуючі інтерфейсні стандарти в обчислювальній техніці (наприклад, IEEE 802.x, USB і т.д.) не здатні вирішити повною мірою завдання по забезпеченню інтерактивної взаємодії за принципом plug-and-play різноманітних пристроїв, що здійснюють реєстрацію й обробку фізіологічних сигналів у режимі реального часу. Універсальний комунікаційний стандарт повинен враховувати особливості функціонального призначення різноманітних пристроїв, що підключаються - систем реєстрації сигналів, систем моніторингу т.д.

Таким чином, можна виділити кілька підходів до розробки систем, що інтегруються, реєстрації й обробки фізіологічних сигналів:

- застосування регламентованих форматів, що вирішують питання сумісності на рівні використання загальних файлів зберігання й обміну;
- створення спеціалізованого проміжного ПО, що реалізує необхідний відкритий набір інтерфейсів;
- застосування універсальних стандартів проектування біомедичних систем реєстрації й обробки різноманітних фізіологічних даних таких, як Medical Information Bus (MIB)[13];
- комбінованої застосування трьох представлених вище методів.

Формати записів медичних сигналів містять специфікації подання біомедичних даних: фізіологічних сигналів, інформації про пацієнта, анотацій й іншої інформації у вигляді бінарної послідовності даних. Дане подання може бути використане для збереження отриманої інформації на різних носіях, централізованої БД або для організації обміну даними між різними програмними біомедичними системами. У даний момент налічується велика кількість різноманітних відкритих форматів подання електрофізіологічних даних, багато виробників БМС мають також свій закритий формат даних.

1.4. Розширені вимоги, пропоновані до комп'ютерних біомедичних систем

Сучасні програмні біомедичні системи є складними комплексами, що містять безліч різнорідних компонентів. Основним підходом до їхньої побудови є створення монолітного додатка, що володіє заздалегідь певною функціональністю, яка забезпечується жорстко зв'язаною групою компонентів-модулів. Як приклад можна привести типову систему ЕКГ -діагностики, що працює під керуванням операційної системи DOS. Вона будується із закінчених виконуючих модулів, взаємодія між якими здійснюється набором командних файлів: обмін даними звичайно відбувається через тимчасові файли. Маючи

набір певних характеристик, така система здатна забезпечити рішення лише тих завдань, які ставилися перед розроблювачами на етапі її створення. З погляду користувача система надає закінчений інтерфейс, що володіє мінімальними можливостями адаптації, а не рідко й зовсім позбавлений таких. Одночасно із цим, такий інтерфейс припускає повну однозначність дерева реалізованих функцій, простий у документуванні й використанні. Однак по завершенню робіт над проектом розвиток подібної системи застигає, або ж вона застаріває ще під час розробки. Причини цього криються в проблемах, пов'язаних з розширюваністю, надійністю й неможливістю повторного використання коду, властивих такій архітектурі. Таким чином, подібна система не виправдує як ресурсів, витрачених на її створення, так і не залишає кінцевому користувачеві можливості модернізації існуючого устаткування з розвитком нових методів комп'ютерної діагностики.

На основі наведених фактів можна сформулювати вимоги, пропоновані до сучасних комплексів збору й математичної обробки ЕКГ-даних, які можна розділити на дві групи:

Архітектурні:

- модульна організація системи;
- гнучка модель взаємодії й взаємозамінності модулів (динамічне зв'язування);
- відкрита архітектура керування взаємодією модулів (можливість створення нових модулів і моделей їхньої взаємодії сторонніми розроблювачами);
- надійність комплексу, що не повинна уступати надійності систем, побудованих на базі твердих моделей взаємодії.

Функціональні.

Не виключаючи вимог, характерних для більшості систем цього класу, відзначимо найбільш важливі для представленої реалізації:

- забезпечення легкості в навчанні користувальницькому інтерфейсу;

- можливість адаптації комплексу як для різних застосувань (клінічні, лабораторні, науково-дослідні роботи), так і для конкретного користувача;
- документований інтерфейс взаємодії з устаткуванням, що забезпечує можливість роботи із приладами різних виробників;
- загальне сховище даних, доступне кожному підмодулю системи й інкапсулюючі методи взаємодії з різними зовнішніми джерелами даних (СУБД, системи резервування, мережні ресурси);
- інтеграція комплексу в сучасні медичні системи за допомогою реалізації вимог стандарту IEEE 1073.

Неважко помітити, що перераховані вимоги мають певні протиріччя, які в першу чергу продиктовані проблемою вибору між твердими й гнучким архітектурними рішеннями.

1.5. Проектування комп'ютерних систем реального часу

Потреба у функціональному програмному забезпеченні за останні роки росте значними темпами. Це пов'язане із проникненням обчислювальних систем у нові області застосування, що характеризуються постійним підвищенням складності програмних систем, що приводить до збільшення часу реалізації й падінню надійності. При цьому, продуктивність процесу розробки за останнє двадцятиліття виросла незначно, в основному, за рахунок удосконалення обчислювальних систем і засобів розробки. Раніше, коли апаратні ресурси обчислювальних систем були незначні, основним завданням теорії програмування було вдосконалювання алгоритмічних методів рішення конкретних завдань. Даний підхід одержав назву «програмування в малому». Розробка значних проектів для цілого спектра різноманітних завдань привела до підвищеного інтересу до поняття програмна архітектура (ПА). У даний момент класичним є визначення Г. Буча [14]: " ПА - набір стратегічних рішень по організації програмної системи, вибору її структурних елементів (СЕ) і їхніх інтерфейсів, разом з описом поведінки на рівні специфікацій взаємодії СЕ, а

також опис композиції СЕ в підсистемі, що включає архітектурний стиль." Альтернативним і більш математичним служить визначення М. Шоу [15]: "Програмна архітектура - структурна модель, що представляє програмну систему безліччю компонентів, з'єднанням цих компонентів й (звичайно) різними аспектами реалізації". Розробка теорії проектування програмних систем почалася порівняно недавно й у даний момент предметна область не є повністю й однозначно певною. Можна виділити кілька категорій предметної області ПА, іншими словами, термінології.

До першого з таких категорій ставиться ПА потоків даних, що ґрунтується на розгляді моделі програмної системи, що складає із двох різновидів компонентів: каналів передачі й фільтрів. У рамках даної моделі канали забезпечують доставку даних від одного компонента-фільтра до іншого. Фільтр, що володіє входом і виходом, здійснює деякі операції з даними, що надійшли на його вхід, і результат, що видає, на вихід, при цьому до одного виходу можна підключити кілька каналів. Дана архітектура є прямою реалізацією моделі потоків даних, відомої досить давно.

Друга категорія - ПА параметричного опису функцій, заснована на відповідній класичній парадигмі програмування компонент - підпрограм, що утворюють ієрархічну структуру. На взаємодію компонентів не накладають які-небудь обмеження залежно від рівня їхньої реалізації. Механізм виклику підпрограм, забезпечуваний сервісами аналогічними сервісам виклику процедур, або ПЗ проміжного шару, є предметною областю даної категорії.

Третьою категорією є об'єктно-орієнтована ПА, що ґрунтується на ієрархічній структурі об'єктів, що інкапсулюють дані й відповідні функції роботи з ними. Взаємодія між компонентами зводиться до механізмів міжоб'єктної взаємодії.

До четвертої категорії можна віднести багатошарові або багатоланкові ПА. Компоненти таких ПА є шарами, що реалізують додаткову функціональність на основі функцій, що лежать на нижньому рівні шарів. Реалізація шару не є

істотною, він може бути, наприклад, програмною бібліотекою, "надстройкою" над іншою бібліотекою, або ж транслятором з однієї мови в іншу, для якого вже є інтерпретатор. Прикладами подібних ПА можуть служити віртуальні машини мов.

П'ятою категорією є ПА незалежних компонентів, що представляють собою виконувальні сутності, що обмінюються повідомленнями й реагують на них на основі так званої "моделі подій". Остання фактично являє собою аналог унікальної для кожного компонента таблиці, що ставить у відповідність повідомленню ініціацію виконання компонентом деякої дії. Подібні таблиці одержали назву інтерфейсів. Дана модель забезпечує стовідсоткове повторне використання коду, однак досить трудомістка при реалізації.

Очевидно, що архітектура системи не може бути вичерпно описана на підставі однієї з п'яти вищеописаних ПА. Структура будь-якої системи може бути розглянута з різних позицій, наприклад, ПА незалежних компонентів й об'єктно-орієнтованої (ОО) ПА.

Основним засобом підтримки розробки значних за обсягом проектів у цей час є застосування об'єктно-орієнтованої методології проектування (ООП). ООП фактично єдиний у цей час підхід, що дозволяє ефективно вирішувати питання проектування складних програмних систем. Будь-яка готова методологія повинна містити в собі можливість якісного й кількісного аналізу архітектурних рішень, обраних при проектуванні тієї або іншої системи, оцінювати її кількісні характеристики - складність, структуру, очікуване кількість дефектів, тривалість процесу налагодження. Основними методами об'єктно-орієнтованого аналізу до середини 90-х років стали Booch, названий по імені автора й одного з головних ідеологів Г. Буча, OMT й Objectory. Об'єднання цих методів дало уніфікований об'єктно-орієнтований підхід, що одержав назву UML - Unified modeling language. UML - це єдиний метод об'єктно-орієнтованого аналізу, що включає методи візуалізації, описи й документування ОО проектів.

Широко використовуваним поняттям у теорії програмування є програмна платформа, що тісно пов'язана з інтерфейсом прикладного програмування (ПП).

Під ППП розуміється набір базових сервісних функцій, надаваних операційною системою (ОС) або додатковими компонентами ОС додаткам. Розмаїтість використовуваних ППП й обрану ОС прийнято називати програмною платформою (ПП). Оптимальний вибір ПП, інвестиції на придбання якісних програмних й апаратних засобів є одним зі стратегічних рішень, що визначають успіх розробки в цілому[16].

1.5.1 Розробка біомедичних програмних систем

Стандартним підходом до проектування програмних систем є застосування монолітної архітектури, що містить у собі всі необхідні функції, закладені на етапі розробки. Подібні системи звичайно проектуються й реалізуються за допомогою тієї або іншої мови високого рівня, що підтримує ООП. Така архітектура не відрізняється гнучкістю, тому що неможливо зробити модернізацію системи без її заміни цілком. З іншого боку, такі монолітні додатки порівняно надійні, тому що на їхнє налагодження затрачається досить багато часу. Однак такий рівень надійності вдається зберегти лише до внесення яких-небудь змін й удосконалень у систему, після чого фактично доводиться тестувати весь додаток цілком.

Таки чином, отриманий програмний продукт є окремою виконавчою операційною одиницею, внесення змін у яку можливо лише шляхом повторної зборки й компонування всього проекту.

Останнім часом одержала широке поширення компонентна модель побудови програмного забезпечення, при якій вся програмна система розбивається на ряд функціонально закінчених компонентів

Під компонентом розуміється деякий закінчений бінарний модуль, що містить один або більшу кількість об'єктів. Окремі компоненти є незалежними виконуваними одиницями, що розроблені з використанням різних інструментальних засобів. Взаємодія й керування незалежними компонентами забезпечується на самому загальному рівні засобами програмної платформи,

тобто програмним забезпеченням ОС. При цьому, сам компонент виступає окремим елементом програмної архітектури системи, тому що є в загальному випадку неподільним на більш дрібні частини, тобто монолітним. Це дозволяє розглядати дані елементи в якості "чорних ящиків", що приховують особливості внутрішньої реалізації, функціональність яких доступна ззовні за допомогою інтерфейсів.

Аналіз програмних систем на основі компонентно-орієнтованої програмної архітектури представлено у додатку А.

1.5.2 Застосування архітектур проміжного ПЗ при проектуванні програмних біомедичних систем

Розвиток інтеграційних стандартів в області біомедичних програмних систем зробило впровадження систем посередницького ПО неминучим, завдяки їхній здатності забезпечувати прозору інтеграцію на принципах plug-and-play у гетерогенному середовищі різноманітних ОС. У цей час можна виділити кілька сфер застосування архітектур ППЗ.

1. Найпоширенішим підходом є розробка медичних інформаційних систем на основі концепції повідомлень стандартів обміну медичними записами, зокрема Health Level 7, стандартів ASTM й EDIFACT при використанні об'єктної методології проміжного ПО [24]. Характерною реалізацією є Європейський проект HELIOS [25], що представляє собою деяку компонентну систему підтримки медичної об'єктно-орієнтованої БД, інтеграція елементів якої здійснюється за допомогою обміну EDIFACT-повідомленнями [26]. Даний підхід передбачає використання медіатора - сервісу-посередника, що забезпечує передачу й зберігання даних у незмінному форматі. Це забезпечує єдність подання даних і дозволяє інтегрувати різнорідні підсистеми, побудовані на основі різних технологій (DCOM/CORBA) і виступаючі стосовно медіатора як агентів [27]. Сервіси-посередники можуть використати різноманітні подання даних, наприклад, формат ASCII або XML [28]. У цей час доступно кілька

реалізацій об'єктно-орієнтованого ППІ на основі стандарту повідомлень HL7. Вони засновані на одержанні описів інтерфейсів, виходячи із правил структурно й семантично відповідних реферативної інформаційної моделі HL7. Подібним чином може бути отримане універсальне об'єктне подання повідомлень на рівні додатка, що дозволяє працювати з ними як з окремими структурними одиницями поза залежністю від використовуваної мови програмування й середовища виконання. За допомогою сервісу-посередника об'єктні повідомлення можуть бути перетворені в ASCII або XML-подання відповідно до стандарту HL7 і передані через існуючий транспортний інтерфейс, яким звичайно виступає протокол TCP/IP[29]. Подібним рішенням є відкрита архітектура SynEx, підтримувана однойменним консорціумом, що інтегрує результати декількох Європейських проектів і стандартів, зокрема, ENV-12967, що регламентує архітектуру медичних інформаційних систем [30,31]. SynEx складається з набору компонентів підтримки відкритого стандарту консолідованих записів, що є розвитком європейського стандарту ENV-12265 EHRC.

2. Досить розповсюдженим додатком методології ППО є реалізація медичних інформаційних систем повністю в рамках моделі обраної архітектури ПО. Даний підхід передбачає концентрацію на завданнях розробки гнучкого програмного інтерфейсу, а не інтегрованого подання біомедичних записів. У цьому випадку взаємодія компонент системи в розподіленому середовищі досягається за рахунок стандартизації інтерфейсної частини окремих модулів, а основне навантаження по підтримці інформаційного обміну несе середовище проміжного ПО. Завдання розробки подібного спеціалізованого проміжного рівня програмного забезпечення й форм її рішення сформульовані рядом авторів [32,33,34]. Найбільш відомим на сьогоднішній день проектом є програма CORBAMed, реалізована консорціумом OMG, що займається підтримкою стандарту CORBA у цілому. Аналогічні рішення доступні й на основі платформи DCOM [35,36,37,38]. Також доступні реалізації систем на основі концепції стандарту ENV 12967-1 HIS A, що дає можливість послідовно конструювати медичну інформаційну систему, не міняючи її архітектуру в міру інтеграції

нових підсистем. Додатковим розвитком даної концепції є доробка стандарту ENV 12967-1 шляхом розширення функціональності Об'єктного Брокера Запитів (ОБЗ) [39], що не залежить від обраної розподіленої платформи (DCOM\CORBA\HTTP).

3. На додаток до вже зазначених додатків методів ППО не менш актуальною є реалізація різноманітних медичних додатків: інтелектуальних систем моніторингу, систем інтенсивної терапії, а також комплексів реєстрації й математичної обробки фізіологічних сигналів. Завдання розробки гнучкого рішення, що дозволяє ефективно інтегрувати різноманітні пристрої реєстрації сигналів, організувати транспортні потоки даних до АРМ лікаря є досить актуальним.

Рішення даного завдання, які, в основному, орієнтовані на рішення проблеми пошуку ефективного механізму обміну даними в рамках розширеної локальної мережі, опираються на систему програмних агентів. Під програмним агентом розуміється деякий додаток, що відповідає єдиним для даної конкретної системи інтерфейсним нормам, що реалізує необхідні функції, наприклад, функції джерела даних. У цьому випадку, область plug-and-play взаємодії різноманітних компонентів обмежується конкретною системою, для якої вони розроблені.

Ще одним аспектом поставленої вище завдання є розробка ефективних систем реєстрації біомедичних сигналів, що забезпечують можливість інтеграції нових джерел сигналів й ефективного доступу до уніфікованих БД медичної установи. Такі системи, у свою чергу, повинні забезпечувати інтеграцію в рамках медичної інформаційної системи медичної установи.

Важливою стороною поставленого завдання є облік вимог реального часу, дотримання яких для систем реєстрації й обробки сигналів необхідно.

У даний момент намітилася тенденція відмови від приватних рішень на користь концентрації зусиль на реалізаціях, що опираються на загальноприйняті стандарти. Це, насамперед, викликано тим, що стандартизація в області подібних

систем підійшла до рівня, достатньому для початку робіт з комерційної реалізації.

Для організації взаємодії між різними пристроями реєстрації медичних сигналів і клінічних інформаційних систем необхідно використати єдиний комунікаційний стандарт, що задовольняє ряду вимог, найбільш важливими з яких є наступні:

- *унікальність імені.* Пристрій повинен мати ідентифікатор, що дозволяє однозначно виділити його в мережі.
- *надійність.* Стандарт повинен забезпечувати надійну роботу у випадку відмови одного або декількох пристроїв.
- *сумісність із виробленим устаткуванням.* Технологія реалізації стандарту повинна дозволяти використати наявну апаратно-програмну реалізацію настільки, наскільки це можливо.
- *підтримка множини фізичних інтерфейсів.* Забезпечення можливості встановлювати з'єднання, використовуючи безліч доступних протоколів.
- *підтримка безлічі мережних топологій.* Підтримка прозорості доступу до компонентів системи (пристроєм, системі контролю) із зовнішніх мереж.
- *синхронізація за часом.* Забезпечення синхронізації переданих даних за часом.
- *сумісність із клінічними інформаційними системами.* Повинна бути забезпечена можливість передачі даних в інформаційне середовище Health Level-7, ENCR або іншого стандарту обміну медичними записами.
- *захищеність.* Інтерфейс повинен забезпечувати захищеність і конфіденційність переданих даних.
- *масштабованість.* Архітектура повинна дозволяти змінювати кількість елементів системи.

Зусилля по координації робіт груп IEEE по стандарті MIB і комітету TC251 Європейського інституту по стандартизації промовляє на користь єдиного сімейства стандартів, які вже в найближчому майбутньому, можливо, будуть прийняті ISO як повноцінні норми.

Висновки до розділу

У розділі було розглянуто проблему оснащення діагностичних відділів медичних амбулаторних закладів, проблеми проектування медичних діагностичних систем, в тому числі проблеми стандартизації в області медичної інформатики та проектування систем, що працюють у реальному масштабі часу. На основі аналізу можна зробити висновок, що в даний час не існує однієї універсальної методики, яка б задовольняла вимогам амбулаторності. Розглянуті методи комбінування різних діагностичних приладів, до яких слід віднести:

- спроби комбінування автономно декількох діагностичних методів, що викликає ряд незручностей, наприклад, недостатня ергономічність роботи, відсутність єдиних баз даних тощо;

- використання комплексних рішень, при яких спостерігається недостатня вичерпність вихідної інформації, складність розширення і доповнення комплексів та ін.;

- використання нових діагностичних скрінінг-методів, використання яких необґрунтовано з медичної точки зору і які не задовольняють умовам точності і стабільності;

Таким чином, найперспективнішим стає розробка універсального діагностичного комплексу, який був би простим і швидким у використанні, відповідав умовам інформативності, вичерпності даних, ергономічності тощо, який можна було б, за необхідності, легко доповнювати різними діагностичними методиками. Використання такого комплексу дало б змогу не тільки оптимізувати роботи кабінету функціональної діагностики АЗ, але і централізувати дані обстеження для подальшої обробки і використання.

Основна проблема для побудови подібного комплексу полягає у розробці програмної архітектури, яка б дозволила використання різних подібних приладів під керуванням одного програмного забезпечення, зробити вихідні дані універсальними для подальшого використання іншими подібними системами тощо.

Розробка такої програмної архітектури із такими вимогами універсальності, безумовно, зіштовхується із проблемою стандартизації, яка має ряд ускладнень і особливостей в області медичного програмного забезпечення.

У наш час, проблема стандартизації викликає складності (найчастіше несумісність) аналогічних приладів різних виробників. До того ж стандартизація в галузі медичного програмування ускладнена тим, що зумовлює перетинання декількох стандартів, зокрема кодування даних, комунікацій, медичних тощо. Існують також конфлікти кодування даних між великими медичними інформаційними системами і діагностичними програмно-апаратними комплексами.

До того ж перехід до відкритих стандартів частково гальмується комерційними установами що розробляють та випускають медичну апаратуру, які мають свої внутрішні корпоративні формати кодування і пакетування даних у діагностичних комплексах.

Також, комплексний діагностичний прилад має реєструвати медичний діагностичний сигнал у масштабі реального часу, що суттєво підвищить фактор точності і інформативності.

Обидві проблеми можна вирішити побудовою компонентно-орієнтованої програмної архітектури для медичних діагностичних систем, що буде відповідати всім вимогам, в тому числі амбулаторності, безпеки даних, універсальності, та ін.

РОЗДІЛ 2. АНАЛІТИЧНЕ ПІДГРУНТЯ МЕТОДУ ДІАГНОСТИКИ СТАНУ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ

2.1 Побудова комплексу для діагностики серцево-судинної системи організму пацієнта

2.1.1. Вибір і обґрунтування діагностичних показників при обстеженні пацієнта

Основними показниками придатності комплексів для діагностики в амбулаторних умовах є швидкість, зручність, надійність і інформативність. До того ж такі системи повинні надавати достатньо вичерпної інформації про стан організму, бути малогабаритними, відносно мобільними, а також суттєвою їх характеристикою є ергономічність. Варто відмітити, що часто такі прилади працюють у специфічних умовах і повинні бути розраховані на велику кількість обстежень у невеликі проміжки часу.

Основним завданням, що стоять перед розробкою комплексних приладів для амбулаторної діагностики є вибір методик, які забезпечать високу клінічну інформативність про стан організму і, при цьому, будуть відносно простими, надійними, ергономічними, мобільними і з високою швидкодією.

На теперішній час існує низка методик для діагностики ССС. До найпоширеніших можна віднести:

- ультразвукові дослідження судин і серця, наприклад, ехокардіографія;
- електрокардіографія;
- реографія;
- фотоплетизмографія;
- ангіографія;
- контрастна томографія;
- тощо.

Вище приведені методи описані в Додатку Б.

Основними недоліками більшості методик є інвазивність, недостатня ергономічність проведення обстеження, небезпечність (як, наприклад,

рентгенівське опромінення), конструкторська складність, чутливість до транспортування або недостатня вичерпність отриманої інформації тощо.

Існують також непрямі методи дослідження, наприклад, неінвазивний аналізатор формули крові і біохімічних регуляторних показників метаболізму і кровообігу Малихіна-Пулавського [97]. Їх основною перевагою є мобільність, простота і вичерпність інформації. Але до недоліків слід віднести високу залежність інформативності від низки факторів, які дослідник не завжди може враховувати і невисокий захист від похибок, особливо несистематичних і похибок, що викликані людським фактором.

Детальніший опис проблеми існуючих діагностичних систем описано у розділі 1.

У той же час класичними вважаються електрокардіографія і реографія. Електрокардіографія (ЕКГ) дозволяє досить ретельно вивчити показники серцевого ритму, дослідити структурні дефекти провідності, порушення функції автоматизму тощо [97].

Як відомо, серце виконує 4 функції: автоматизму, провідності, збудження, скорочення [40]. ЕКГ дозволяє дослідити перші 3, а функцію скорочення діагностують за допомогою реокардіографії. Таким чином, РКГ доповнює ЕКГ і лікар зможе отримати повну інформацію про *функціональний* стан серця.

Клінічно необхідною інформацією при обстеженні пацієнта і призначенні лікування є дослідження параметрів кровотоку тієї чи іншої ділянки чи системи організму. Найпростішим і в той же час інформативним методом діагностики цього параметру є реографія.

Реографія – метод дослідження кровотоку певної ділянки або всього організму в цілому шляхом спостереження зміни електричного опору високочастотного (до 500 кГц) струму малої сили (до 10 мА) [3].

У таблиці 2.1 приведені методи реографії, що застосовуються у клінічній практиці.

Всі види реографії, а також методи обробки реографічних кривих детально описані в [41].

Важливим клінічним діагностичним показником є концентрація кисню у крові. Цей показник дозволяє отримати інформацію про стан дихальної системи, часто використовують для контролю ефективності лікувального процесу, в тому числі при онкозахворюваннях (в цьому випадку першим показником клінічної динаміки є нормалізація ступеня насичення крові киснем).

Таблиця 2.1. Види реографічних досліджень

Вид дослідження	Область дослідження	Вид датчиків
Реоенцефалографія (РЕГ)	Кровотік головного мозку	поверхневі
Реовазографія (РВГ)	Кровотік кінцівок	поверхневі, "рулетка"
Реопульманографія (РПГ)	Кровотік легенів	поверхневі, "рулетка"
Реогепатографія (РГГ)	Кровотік печінки	поверхневі, "рулетка"
Поліреокардіографія (ПРКГ)	Дослідження функціонального стану серця	поверхневі, "рулетка"
Реоенцефалокардіографія (РЕКГ)	Оцінка мозгової фракції серцевого викиду	поверхневі, "рулетка"
Реофтальмографія (РОГ)	Дослідження кровотоку ока	Спеціальний очний електрод
Реоренографія (РРГ)	Дослідження ниркового кровотоку	поверхневий
Реоутерографія (РУГ)	Дослідження кровотоку у матці та органах малого тазу	Поверхневий
Реопростатографія (РПрГ)	Дослідження кровотоку передміхурової залози	Ректальний електрод для РПрГ
Інтегральна реографія (ІР)	Дослідження кровотоку всього тіла	Поверхневі, «рулетка»

Для визначення концентрації оксигемоглобіну неінвазивно використовують оксигемометрію. Метод оксигемометрії включено у фотоплетизмографію (ФПГ) [42], за допомогою якої, у деяких випадках, можна дослідити серцевий ритм без необхідності проведення ЕКГ, що може спростити процедуру амбулаторного обстеження.

Об'єднання реографії, ЕКГ, реографії та ФПГ у один діагностичний комплекс надасть можливість отримати необхідну при амбулаторному обстеженні інформацію про стан серцево-судинної системи для діагностики а також контролю динаміки лікування.

2.1.2. Огляд етапів дослідження

Проектування будь-якої програмної системи містить у собі цілий комплекс питань, пов'язаних з вибором методології проектування, розробки програмної архітектури й виборі програмної платформи, застосування методів оцінки якості програмних додатків, гнучкості реалізації й тестування функціонального змісту, формування вимог рекомендаційного характеру, орієнтованих на підвищення якості продукту. Важливим етапом проектування є дослідження структури (структуризації) подібного класу систем з метою виявлення загальних елементів структури, встановлення однакових вимог до реалізації. Це дає можливість підійти до розробки з позицій універсального підходу, що дає можливість використати єдині методи для побудови цілого класу систем. Поетапна структура дослідження, включаючи перший етап, що складається у вивченні проблеми, формулювання цілей і завдань дослідження, розглянутий у попередніх розділах, представлена на рис 2.1.

Основним методом структуризації в даному дослідженні є системний метод, що є основою теорії системного аналізу.

У системно-структурному методі акцент переважно робиться на дослідження внутрішньої структури системи, внутрішніх зв'язків, тоді як системний підхід, крім цього, має на увазі дослідження поведінки системи і її елементів залежно від зв'язків із зовнішнім середовищем, від походження ситуації, у яку потрапляє система. У цьому випадку, у поняття структура (від латинського «structure», що означає будову, розташування, порядок) вкладається зміст відображення певних взаємозв'язків, взаиморасположение складових частин системи, її пристрою (будови). Важливою рисою системно-структурного методу є те, що він поряд з розглядом структурних зв'язків розглядає й структуру функцій системи (структурно-функціональний аспект методу).

Методи системного аналізу є основою так названого Раціонального уніфікованого процесу (РУП) розробки технічних систем, зокрема програмного

забезпечення [47]. РУП регламентує процеси проектування ПО, від етапу створення й супроводу моделей системи до фази тестування й впровадження.

Як метод формалізованого подання систем (МФПС) у рамках даної методології використовуються лінгвістичні та графічні уявлення, зокрема, мову моделювання UML[44].

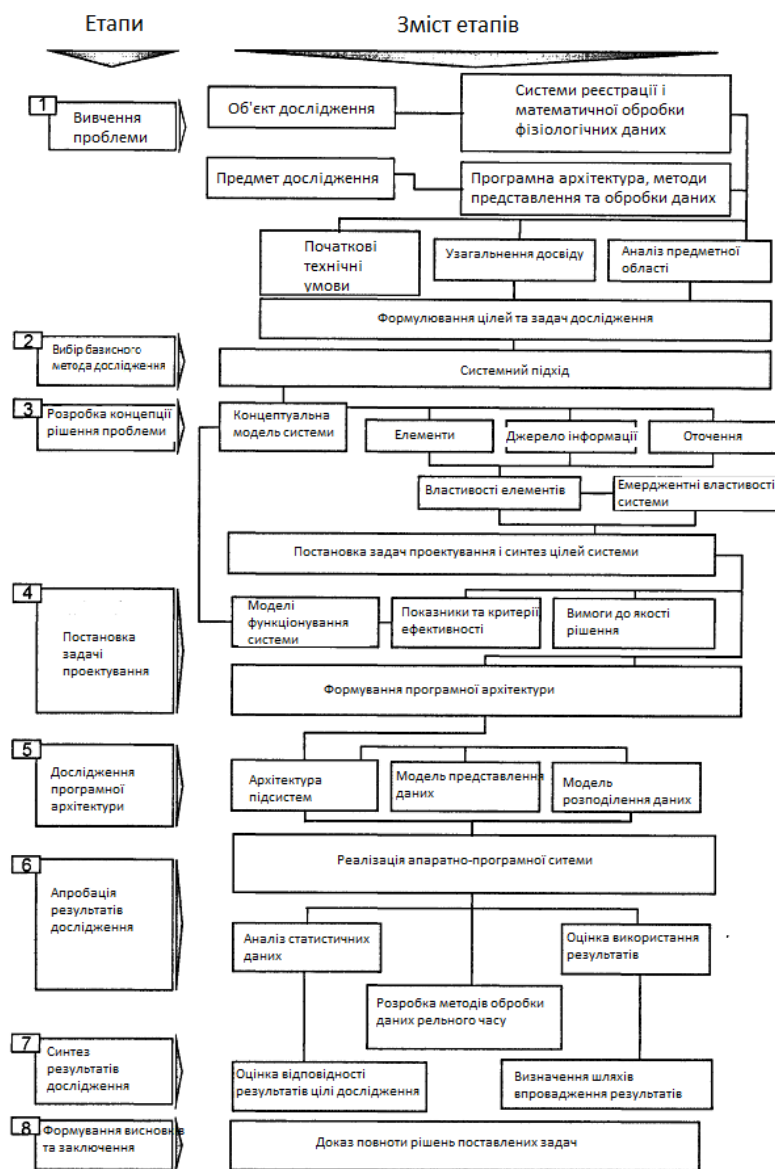


Рис. 2.1. Структурна схема проведення досліджень [45]

Попередній, поверхневий аналіз систем вимагає їхнього подання у вигляді схем, у яких фіксуються найбільш істотні параметри й зв'язки між ними. При цьому елементи даних схем не піддаються якій-небудь деталізації до рівня конкретних використовуваних технологій. Такі схеми одержали назву

концептуальних моделей, або структурних моделей [45], і є відправною точкою дослідження.

Основними параметрами концептуальних моделей вважаються елементи системи, джерела інформації, зовнішнє середовище, кожний з яких характеризується своїми властивостями, а система - властивостями цілісності (емерджентними властивостями). Ці властивості формують сукупність факторів, що впливають на поведінку системи. Найважливішим етапом дослідження є перехід від розроблених структурних подань про систему, до програмної архітектури і її подальші реалізації. Архітектурні рішення повинні прийматися тільки тоді, коли стала ясна структура системи в цілому, тобто повністю сформульовані вимоги, пропоновані до системи [46].

Для рішення поставлених завдань необхідно володіти певним набором прийомів рішення, серед яких найбільш результативні моделі функціонування системи, серед яких варто виділити моделі процесів, що формалізують механізми паралелізму й синхронізації, подання й нагромадження даних, а також модель розгортання, що відбиває топологію використовуваних апаратних засобів. Модель реалізації служить заключним поданням, що реалізує покомпонентну конфігурацію системи .

На підставі отриманих результатів виноситься загальне судження про функціонування досліджуваної програмної системи, виявляються закономірності, властивій системі.

Шляхом зіставлення отриманих результатів при моделюванні й фактичних даних узагальнено оцінюється ступінь застосовності модельних характеристик, а потім визначається їхня відповідність мети дослідження й висунутих вимог, тобто вирішується завдання синтезу дослідження, що дозволяє обґрунтувати напрямки й способи реалізації результатів.

Завершальним етапом методики дослідження є доказ повноти досягнення мети дослідження, що приводить до формулювання висновку по темі.

2.1.3. Структуризація систем реєстрації діагностичної інформації

Особливістю цифрових комп'ютерних комплексів реєстрації електрофізіологічної інформації, які виконують запис та обробку даних безпосередньо під час запису сигналу, є приналежність до систем реального часу, тому що функціональна частина цих систем повинна безупинно обробляти й аналізувати вхідну інформацію й оперативно реагувати на змін стану зовнішніх параметрів. Так, наприклад, для поліграфічних систем реєстрації електрофізіологічної інформації такими сигналами можуть бути ЕКГ, ЕЕГ, ЕМГ, ФПГ, реографії, а також цілий спектр фізіологічних сигналів, наведений у Табл. 2.1. Досліджувати структуру подібних апаратно-програмних систем можна з використанням двох підходів: інформаційного й функціонального. Інформаційний підхід має на увазі аналіз на основі розгляду транспортних потоків даних, що циркулюють між елементами системи, у той час як функціональний ґрунтується на розгляді різноманітних зв'язків усередині комплексної системи, виділяючи в окремі одиниці функціонально закінчені компоненти. З погляду формалізації найбільш проробленим є інформаційний підхід, оскільки він надає можливість кількісно і якісно проаналізувати й представити структуру зв'язків на основі математичних методів. Функціональна схема відбиває структуру у вигляді безлічі закінчених елементів, що реалізують певні функції в рамках вимог, пропонованих до комплексів ЕКГ-діагностики, а також надають різні додаткові діагностичні або сервісні можливості.

Деталізація функціональної схеми має на увазі облік конкретної програмної платформи (ПП), на базі якої будується реалізація, що накладає свій відбиток на структуру зв'язків і набір функціональних компонентів, що є присутнім у структурній схемі. Більше того, мети й завдання самої біомедичної системи також відіграють важливу роль. Наприклад, функціональна схема комп'ютерних систем ЕКГ-діагностики може істотно розрізнятися за структурою (рутинна ЕКГ, ЕКГ фізичних навантажень, системи моніторингу) і мати чітко виражену близькість із використовуваним апаратним забезпеченням. Весь подальший

розгляд буде стосуватися систем, орієнтованих на одержання й обробку БМІ в режимі реального часу.

На рис. 2.2. представлено структуру поліграфічної біомедичної системи реєстрації й обробки електрофізіологічної інформації, що включає основні елементи, які відповідають загальним вимогам, пропонованим до систем такого роду. Дана схема дає тільки загальні подання про структуру систем і не відбиває функціональну логіку зв'язків між окремими його елементами в рамках кожної підсистеми. Виділення незалежних підсистем полягає у виділенні окремих елементів із сильними функціональними взаємними зв'язками. Для аналізу функціональних зв'язків окремих підсистем необхідний детальний аналіз структури подібних систем.

Структурно, довільна комп'ютерна БМС може бути розділена на 4 рівні: рівень сполучення із пристроями реєстрації, рівень обробки БМІ, подання й комунікаційних інтерфейсів.

Для забезпечення доступу до пристроїв у більшості сучасних ОС, у тому числі й сімейства Windows, необхідна наявність драйвера, щоб забезпечити повний доступ до апаратного забезпечення на рівні ядра ОС. Безліч підтримуваних апаратних інтерфейсів для підключення зовнішніх пристроїв у цей час є досить широким, тому використання шин ISA/PCI для забезпечення високошвидкісного обміну не є необхідним. Серед підтримуваних виробниками портативних комп'ютерних інтерфейсів, необхідно виділити USB, IrDA, Wi-Fi (стандарт IEEE 802.11b), Bluetooth, як найбільш перспективні для сполучення із пристроями реєстрації БМІ, що підтримують швидкості передачі від декількох Мбіт/с, до десятків Мбіт/с.

Таким чином, програмний шар роботи з устаткуванням становлять компоненти-контролери, що забезпечують прозорий інтерфейс доступу до відповідних драйверів пристроїв, які можуть бути стандартними у випадку використання підтримуваних ОС інтерфейсів, або спеціально розробленими для даного пристрою при використанні стандартів ISA/PCI/PCMCIA. У предметну область стандарту IEEE 1073 контролери пристроїв внесені під найменуванням

віртуального медичного пристрою (ВМП), тому що з погляду БМС даний компонент є абстрактним поданням реального апаратного пристрою. Для забезпечення розширеної функціональності в підсистему керування пристроями реєстрації може бути доданий менеджер пристроїв, що дозволяє користувальницькому процесу динамічно підключатися до різних пристроїв, зберігаючи їхні параметри й забезпечуючи стандартний інтерфейс доступу. Як подібні пристрої, наприклад, у комплексі повнофункціональної діагностики ЕКГ можуть виступати, властиво, реєстратор ЕКГ, а також пульсоксиметрії монітор артеріального тиску (АТ).

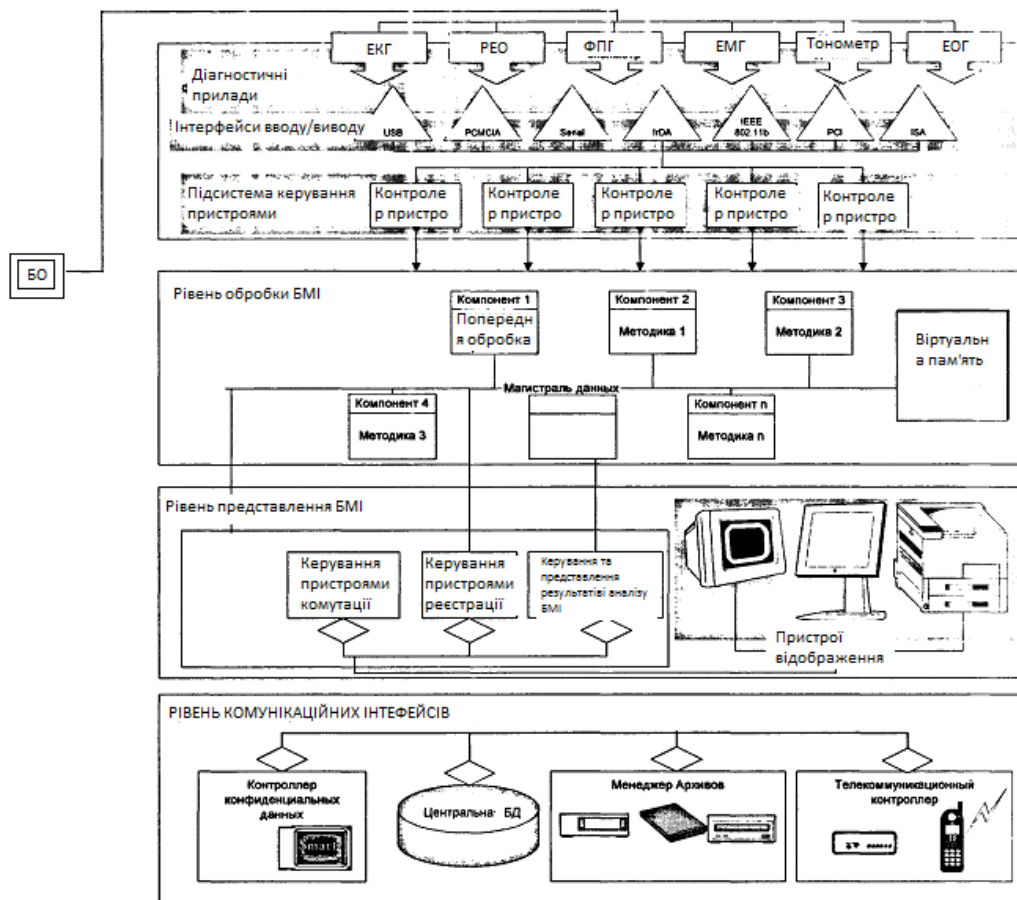


Рис. 2.2. Концептуальна модель системи реєстрації та аналізу БМІ [48]

У цілому, архітектура системи повинна забезпечувати можливість підключення різних пристроїв залежно від призначення й вимог діагностичних методів, що закладають у систему на етапі розробки або в процесі її вдосконалювання.

Найбільш важливим рівнем є рівень обробки даних, що становлять компоненти, що виконують обробку даних, як у режимі реального часу, так й в автономному режимі. Тут найбільшу важливість здобуває можливість динамічної зміни конфігурації оброблювачів даних, додавання й видалення компонентів під час роботи. Це дозволяє ефективно змінювати закладену на етапі проектування системи функціональність відповідно до нових вимог.

Рівень подання БМІ представлений компонентами, що здійснюють візуалізацію БМІ й результатів аналізу, а також користувальницький інтерфейс керування різними підсистемами.

Виділення комунікаційних модулів в окремий рівень зобов'язано своїм існуванням швидкому розвитку засобів вилученої передачі й загальних інтеграційних процесів в охороні здоров'я. Комунікаційна підсистема може забезпечувати інтеграцію БМС із централізованої БД медичної установи (наприклад, на основі стандарту HL7), збереження й ведення архівів медичних даних, підтримку телекомунікаційних функцій, що особливо важливо для портативних систем. При цьому можливо широке застосування різноманітних доступних засобів передачі даних [47]. Підтримка смарт-карт дозволяє забезпечувати конфіденційність доступу до БД і захищене керування даними пацієнтів[48,49].

2.2. Методи обробки фотоплетизмографічних даних

Удосконалення біотехнічних систем є основним шляхом підвищення рівня фізіологічних досліджень людини та автоматизації медико-біологічних експериментів. Велике значення при цьому має підвищення якості обробки та аналізу біологічних сигналів. У багатьох випадках — при контролі стану тяжкохворого, при обробці багаточасових записів біологічних процесів - необхідна безперервна обробка біосигналів в режимі моніторингу. До недавнього часу така обробка проводилась за допомогою спеціальної аналого-дискретної апаратури. Але на сьогоднішній день надзвичайно актуальною є

задача розробки біотехнічних систем з цифровою оперативною обробкою біологічних сигналів [67].

Фундаментальні розробки стосовно фотоплетизмографічні методики і методи обробки і опису ФФПГ-сигналів детально описані в [67].

Серед всіх біологічних сигналів можна виділити великий клас сигналів, для яких інформація, що в них знаходиться, міститься в структурних елементах форми сигналу. Це кардіосигнали: фотоплетизмограма, електрокардіограма, фонокардіограма, реограма, сфігмограма; сигнали від інших органів людини, що мають певну циклічну повторюваність: пневмограма, гастрограма, шкірно-гальванічна реакція, а також поверхневі потенціали і особливі хвилі для "шумоподібних" біологічних сигналів: електроенцефалограми, електроміограми. Навіть для фонових записів цих процесів можливо виділити деякі елементарні часові цикли (хвилі) і описувати зміни в сигналі як зміни структури чи форми цих хвиль[67].

Останнім часом в практику діагностування широко вводяться фотоплетизмографічні методи [67]. Їх суть полягає в освітленні ділянки тканини біологічного об'єкта інфрачервоним пучком та реєстрації опромінення, що пройшло через тканини та відбилося від них. Реєстрація опромінення проводиться оптоелектронним датчиком. Завдяки своїй неінвазивності, мініатюрності датчиків, простоті апаратної реалізації та оперативності ці методи широко використовуються при моніторингу за станом серцево-судинної системи.

Основними етапами обробки в часовій області для біосигналів, форма яких має деяку стійку структуру, є:

1. Фільтрація.
2. Кускова апроксимація.
3. Сегментація за часовими властивостями сигналів.
4. Виділення характерних точок сигналу (екстремумів, точок перегину, точок перетину базової лінії та ін.).
5. Обчислення за характерними точками різноманітних

похідних параметрів, в тому числі й ознак форми.

6. Статистичний аналіз послідовності класифікованих фрагментів.

7. Структурний аналіз.

При розгляді етапів обробки біосигналу будемо дотримуватись схеми послідовного поєднання (конвеєру), що зображена на рис. 2.3.



Рис. 2.3. Конвеєр класифікаторів для оперативної обробки біологічних сигналів: а) - загальна схема; б) - конвеєр для розпізнавання одиночної хвилі; в) - блок-схема попередньої обробки біосигналу

Попередня обробка біосигналу включає в себе аналогові та цифрові перетворення, найважливішими з яких є згладжуюча фільтрація, режекторна фільтрація для уникнення наводок, смугова фільтрація для шумоподавлення та деякі спеціальні операції: корекція базової лінії, фільтрація коротких імпульсних завад, автоматичне регулювання підсилення та ін. Ці операції можуть бути виконані як аналоговими, так і цифровими методами [67]. При аналізі фізіологічних сигналів необхідно відокремити корисний сигнал від фонових шумів, таких наприклад, як завада від кола живлення. Приладами, що виконують функції усунення небажаних сигналів, є фільтри. При цьому аналогові фільтри обробляють сигнали, що подаються безперервною величиною; цифрові фільтри обробляють в дискретні моменти часу сигнали, перетворені в послідовність чисел, яка може бути оброблена ЕОМ за допомогою запрограмованого алгоритму фільтрації.

Порівняно з аналоговими фільтрами цифрові фільтри мають ряд переваг:

- вони мають високий ступінь завадостійкості, пов'язаний з використанням цифрових схем;

- точність цифрового фільтра залежить лише від похибки округлення при арифметичних операціях в ЕОМ, тоді як точність в аналогових схемах залежить від допусків елементів схеми і завад. При відповідному програмному забезпеченні ця похибка може бути зроблена досить малою;

- зміни характеристики цифрового фільтра можна виконати шляхом зміни програми або навіть записуючи параметри фільтра як вхідні дані для програми;

- напруга живлення, коливання температури та старіння компонентів, які змінюють характеристики аналогових фільтрів, не впливають на програми, що зберігаються в ЕОМ, тому характеристики цифрового фільтра залишаються незмінними. Це особливо важливо в медичних дослідженнях, тому що більшість сигналів є низькочастотними і тому можуть спотворюватись через дрейф в значеннях параметрів аналогових схем.

У зв'язку з постійним спадом цін на мікро- та міні- ЕОМ економічно вигідніше використовувати ЕОМ в задачах фільтрації і особливо, якщо комплекс за технічним завданням містить у собі мікропроцесорний блок.

Фільтрування проводиться за рахунок використання наближення по методу найменших квадратів [48]. Цей алгоритм реалізує нерекурсивний фільтр нижніх частот шляхом апроксимації значень відліків у вхідній послідовності за допомогою параболічного степеневого ряду. Можна вибрати будь-яку непарну кількість точок для їх наближення кожною параболою. Але далі апроксимуємо параболою кожную групу з п'яти точок у вхідній послідовності, використовуючи критерій найменшої квадратичної похибки. Для кожної точки будемо використовувати апроксимацію до цієї точки з урахуванням попередніх 2-х точок і наступних 2-х точок (тому першою точкою обробки є 3-тя точка). У випадку параболічної апроксимації маємо поліном виду:

$$p(nT + kT) = s_0(nT) + ks_1(nT) + k^2s_2(nT), \quad (2.1)$$

де $p(nT + kT)$ - значення параболи для кожного з п'яти значень k (-2, -1, 0, 1, 2). Змінні $s_0(nT)$, $s_1(nT)$, $s_2(nT)$ треба визначити для наближення параboloю кожної з п'яти вхідних точок даних.

Наближення досягається шляхом знаходження параболи (коефіцієнтів s_0 , s_1 та s_2), яка найкращим чином апроксимує п'ять точок даних, що оцінюється за найменшою квадратичною похибкою. Ця похибка є:

$$p(nT + kT) = s_0(nT) + ks_1(nT) + k^2s_2(nT) \quad (2.2)$$

Мінімальне значення цієї похибки визначається прирівнюванням до нуля її часткових похідних за параметрами параболи:

$$\frac{\delta \varepsilon}{\delta s_0} = 0, \quad \frac{\delta \varepsilon}{\delta s_1} = 0, \quad \frac{\delta \varepsilon}{\delta s_2} = 0 \quad (2.3)$$

У результаті отримуємо систему рівнянь:

$$5s_0(nT) + 0 + 10s_2(nT) = \sum_{k=-2}^2 x(nT - kT),$$

$$0 + 10s_1(nT) + 0 = \sum_{k=-2}^2 kx(nT - kT), \quad (2.4)$$

$$10s_0(nT) + 0 + 34s_2(nT) = \sum_{k=-2}^2 k^2x(nT - kT)$$

Оскільки ми хочемо зберегти лише центральні точки парабол, тоді в якості вихідної послідовності будемо мати при $k=0$, що $p(n \cdot T + k \cdot T) = s_0(n \cdot T)$. Розв'язання системи відносно $s_0(nT)$ дає:

$$s_0(nT) = \frac{1}{35} [-3x(nT - 2T) + 12x(nT - T) + 17x(nT) + 12x(nT + T) - 3x(nT + 2T)] \quad (2.5)$$

Таким чином, параметр параболи $s_0(nT)$, заданий рівнянням, являє собою одне з чисел вихідної послідовності, обчислене по п'яти точках вхідної послідовності. Вихідна послідовність подібна до вхідної, але містить менше завад (тобто фільтруються нижні частоти), тому що параболічне наближення

забезпечує згладжену апроксимацію для кожного набору з п'яти точок у вхідній послідовності.

Кожний з п'яти членів в правій частині рівняння відповідає одному числу з вхідної послідовності на відстані від сусіднього T_s . У результаті перетворення для нашого фільтра нижніх частот буде:

$$S_0(z) = \frac{1}{35} [-3 + 12z^{-1} + 17z^{-2} + 12z^{-3} - 3z^{-4}] \quad (2.6)$$

Для визначення частотної характеристики фільтра замінюємо z в передатній функції на $e^{j\omega T}$ і отримуємо

$$|S_0(\omega T)| = \frac{1}{35} [17 + 24 \cos(\omega T) - 6 \cos(2\omega T)] \quad (2.7)$$

Амплітудна характеристика для 5-ти точкового параболістичного фільтру, а також характеристики для фільтрів, побудованих на згладжуванні за допомогою груп з 7, 9 та 11 точок для кожного значення параболі, приведені на рис. 2.4. Наведемо коефіцієнти для цих фільтрів:

$\frac{1}{35} (-3, 12, 17, 12, -3)$	по 5-ти точках,
$\frac{1}{21} (-2, 3, 6, 7, 6, 3, -2)$	по 7-ми точках,
$\frac{1}{231} (-21, 14, 39, 54, 59, 54, 39, 14, -21)$	по 9-ти точках,
$\frac{1}{429} (-36, 9, 44, 69, 84, 89, 84, 69, 44, 9, -36)$	по 11-ти точках.

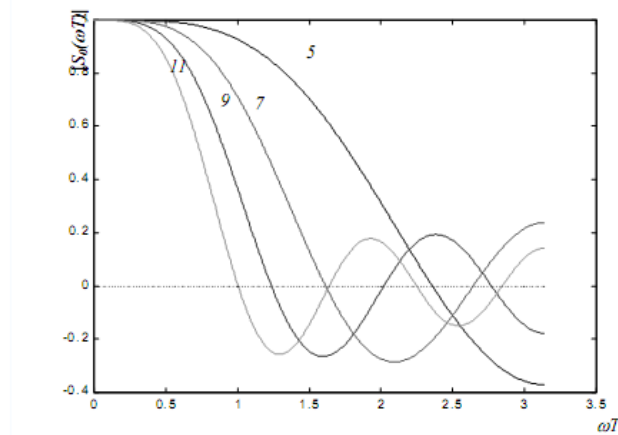


Рис. 2.4. Амплітудна характеристика у випадку наближення по 5, 7, 9 або 11 точках

Застосування фільтрації є одним з найважливіших методів обробки біосигналів, який дозволяє отримати більш якісну корисну інформацію, що є дуже важливим для їх подальшої обробки. Результат використання

нерекурсивного фільтра нижніх частот шляхом апроксимації значень відліків у вхідній послідовності за допомогою параболічного степеневого ряду за методом найменших квадратів представлено нарис. 2.5.

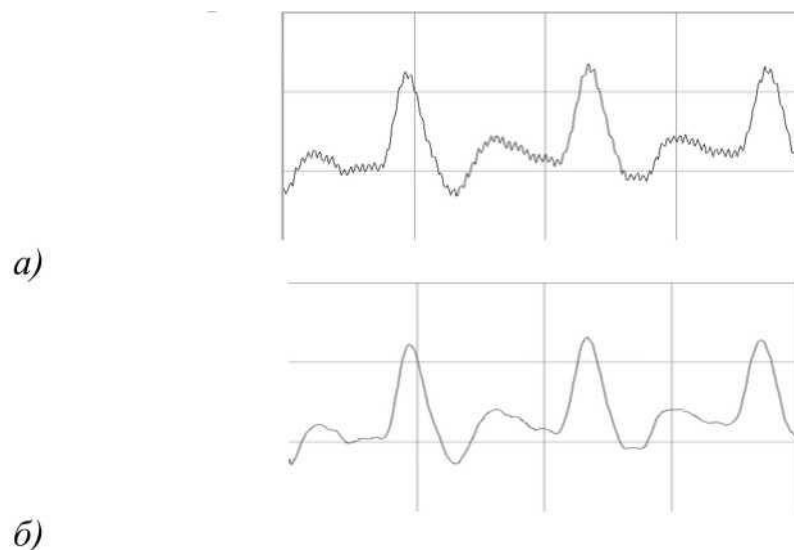


Рис. 2.5. Приклад ФПГ сигналу до і після обробки 5-ти точковим фільтром:
а)-ФПГ до обробки; б)-ФПГ після обробки

Для зменшення похибки при реалізації інформаційно-вимірювальних систем з оптичним перетворенням біосигналів (фотоплетизмограм) з метою більш повного використання апріорної інформації про характер вимірювальних сигналів використовувався метод фільтрації із застосуванням таких виразів:

$$I = \frac{1}{10} \sum_{m=1}^{10} \frac{1}{T_m} \int_{T_{m-1}}^{T_m} i(t) dt \quad (2.8)$$

$$A = \frac{1}{10} \sum_{m=1}^{10} [i_{\max}(T_{m-1}, T_m) - i_{\min}(T_{m-1}, T_m)] \quad (2.9)$$

Форма фотоплетизмографічних сигналів після обробки представлена рис. 2.6.

Для аналізу фотоплетизмограм був використаний спектральний підхід, згідно з яким пульсації артеріальної крові мають майже періодичну форму з частотою, що лежить в діапазоні від 0,5 до 4 Гц. З іншого боку, коливання, що

викликані рушійним артефактом, як правило, носять випадковий характер з центральною частотою спектру в районі 7 Гц.

Ця апіорна інформація про розподілення частот артеріальних пульсацій та рушійного артефакту найбільш просто може бути використана в процедурі оцінювання тарировочної кривої шляхом переходу до Фур'є - перетворень часових рядів по червоному та інфрачервоному каналах.

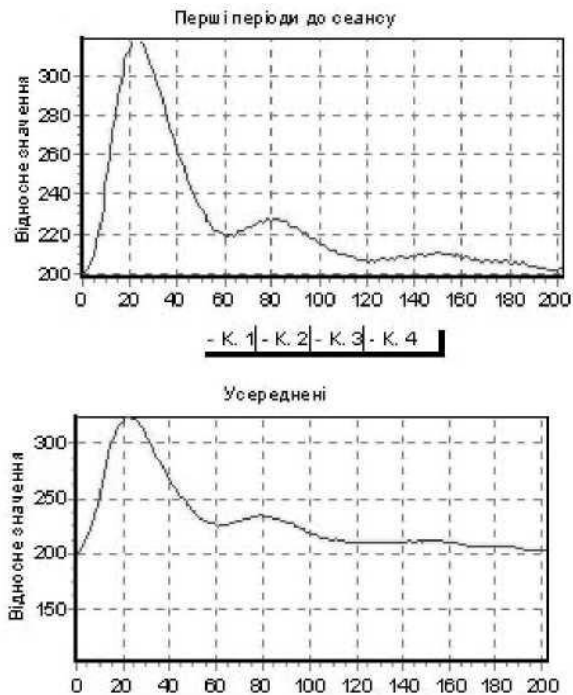


Рис. 2.6. Форма фотоплетизмографічних сигналів після обробки

При цьому відношення амплітуд перших гармонік Фур'є червоного та інфрачервоного сигналів дає більш точну оцінку аргументу калібровочної кривої, ніж аналогічні відношення для гармонік, що лишилися, оскільки частота першої гармоніки найбільш віддалена від центральної частини артефакту.

Для безперервного сигналу $y(t)$ коефіцієнти a_n , b_n та амплітуда α_n n -ої гармоніки Фур'є обчислюється стандартними методами:

$$\begin{aligned}
a_n &= \frac{2}{T_n} \int_t^{t+T} y(t) \sin(2\pi n f_n t) dt; \\
b_n &= \frac{2}{T_n} \int_t^{t+T} y(t) \cos(2\pi n f_n t) dt; \\
\alpha_n &= \sqrt{a_n^2 + b_n^2}, \quad (n = 1, 2, \dots)
\end{aligned}
\tag{2.10}$$

де f_n – частота першої гармоніки Фур’є, Гц.

Формально можна розглядати як згладжуючий фільтр, в якому в якості вагових коефіцієнтів використані елементарні тригонометричні функції. Як відомо, обчислювальні властивості такого фільтра зростають при віддаленні частоти завади від частоти гармоніки. Крім того, згладжування завади тим ефективніше, чим більш згладжену форму має її спектр.

Для оцінки частоти пульсу спектральним методом спочатку обирається пробний період T_0 та обчислюються коефіцієнти Фур’є на інтервалі часу $2T_0$:

$$\begin{aligned}
a(T_0) &= \frac{1}{10} \int_t^{1+2T_0} y(t) \sin\left(\frac{2\pi}{T_0} t\right) dt; \\
b(T_0) &= \frac{1}{10} \int_t^{1+2T_0} y(t) \cos\left(\frac{2\pi}{T_0} t\right) dt; \\
a(T_0) &= \frac{1}{10} \int_t^{1+2T_0} y(t) \sin\left(\frac{\pi}{T_0} t\right) dt; \\
b(T_0) &= \frac{1}{10} \int_t^{1+2T_0} y(t) \cos\left(\frac{\pi}{T_0} t\right) dt;
\end{aligned}
\tag{2.11}$$

Згідно апріорній інформації, період T_n артеріальних пульсацій, що визначається, лежить в діапазоні від 0,25 до 2 с, тому величина пробного періоду повинна обиратися з цього ж діапазону. Якщо в (2.11) замість $y(t)$ підставити першу гармоніку Фур’є артеріальних пульсацій та виконати інтегрування, отримуємо такий вираз:

$$\cos\left(\frac{\pi}{2} \cdot \frac{T_0}{T_n}\right) = \frac{a(2T_0) \cdot b(T_0)}{a(T_0) \cdot b(2T_0) - a(2T_0) \cdot b(T_0)}, \quad (2.12)$$

з якого може бути знайдена оцінка періоду T_n .

Потрібно відмітити, що цей вираз не залежить від амплітуди та фази вимірюваного сигналу $y(t)$, а також від постійної складової ФПГ сигналу.

Таким чином, проаналізовані основні етапи обробки біосигналів на прикладі аналізу ФПГ даних і розглянуті основні методи обробки біосигналів, що проводяться за допомогою методу фільтрації, вказані їх переваги та недоліки та приведені амплітудні характеристики та приклади обробки ФПГ сигналів.

Для зменшення похибки інформаційно-вимірювальних систем з оптичним перетворенням біосигналів з метою більш повного використання апріорної інформації про характер вимірювальних сигналів запропоновано використання різних методів фільтрації.

2.3. Виділення й аналіз QRS-комплексів в ЕКГ-системах реального часу

Початком ряду сучасних методик комп'ютерної електрокардіографії є локалізація QRS-комплексів, положення яких визначається позицією максимуму - R-зубця, а тимчасові границі - параметрами Q- і S- хвиль. Отримана послідовність R-зубців використовується для сегментації кардіоциклу, виміру амплітуд і тривалостей окремих його елементів, визначення ізолінії ЕКГ методом поліноміальної апроксимації, а також у методиках аналізу варіабельності серцевого ритму (BCP). Завдання вибору оптимального методу виділення, аналізу й сегментації QRS-комплексів на окремі елементи в потоковому режимі для застосувань в ЕКГ-системах реального часу стоять у цей час достатньо актуально.

Пропонована методика, що базується на матеріалах, поданих в [3], орієнтована на застосування в реальному часі складається з декількох кроків [68]:

- 1) виділення R-зубця QRS-детектором;
- 2) аналіз Q-хвилі, визначення амплітуди й першого відліку;

- 3) поліноміальна корекція ізоляції;
- 4) аналіз S-хвилі, визначення останнього відліку QRS-комплексу;
- 5) корекція певного останнього відліку QRS-комплексу;
- 6) верифікація Q- і S-зубців.

2.3.1. Класифікація методик виділення QRS-комплексів

Електрокардіограма являє собою запис електричних потенціалів активності серця, зняту з одного або декількох відведень, і складається з періодичної послідовності серцевих циклів. На ЕКГ серцевий цикл звичайно відображається у вигляді трьох легко помітних елементів - комплексів. Р-комплекс відповідає деполяризації передсердь, QRS-деполяризації шлуночків, Т - їх реполяризації, реполяризація передсердь на ЕКГ не проявляється. Кожен комплекс складається з декількох різнонаправлених піків, або зубців (Рис. 2.7). Число зубців у кожному комплексі по-різному в різних відведеннях та у різних пацієнтів. Так Р- і Т-комплекси зазвичай містять один або два зубці, а QRS-комплекс - від одного до семи.

Тривалість QRS-комплексу виражає час, необхідний для деполяризації мускулатури шлуночків і вимірюється від початку Q-хвилі до кінця S-хвилі. За початок Q-хвилі приймається крапка, за якої рівень ЕКГ-сигнала стає менше рівня ізоляції, а кінець S-хвилі - крапка виходу сигналу на рівень ізоляції, що є багато в чому умовним. Нормальна тривалість QRS-комплексу становить 0.07-0.10 с. Якщо тривалість перевищує 0.11 з, то це може свідчити про наявність порушень провідних шляхів. Максимальна амплітуда QRS-комплексу визначається амплітудою R-хвилі й становить звичайно порядку 0.5-1.0 мВ. Амплітуда QRS-комплексу менш 0.4 мВ може свідчити про певні відхилення.

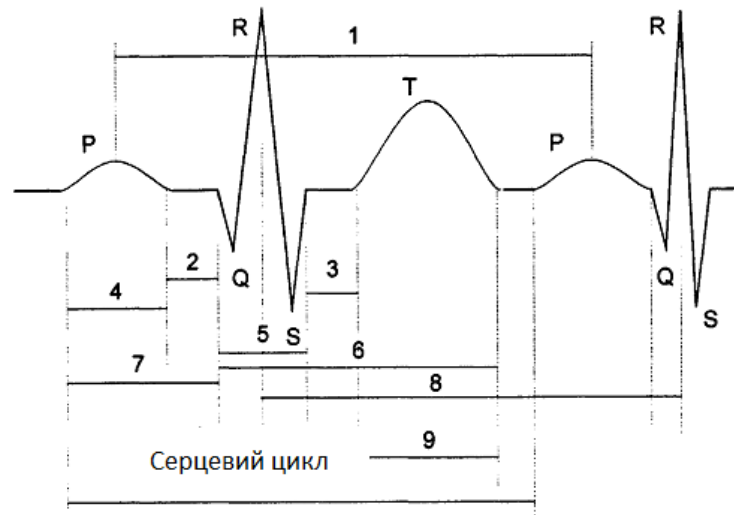


Рис. 2.7. Структура серцевого циклу. 1 - PP-інтервал; 2 - PR-сегмент; 3 - ST-сегмент; 4 - P-комплекс; 5 - QRS-комплекс; 6 - QT-інтервал; 7 - PR-інтервал; 8 - RR-інтервал; 9 - T-комплекс.

Тривалість QRS-комплексу виражає час, необхідний для деполяризації мускулатури шлуночків і вимірюється від початку Q-хвилі до кінця S-хвилі. За початок Q-хвилі приймається крапка, за якої рівень ЕКГ-сигнала стає менше рівня ізоїнії, а кінець S-хвилі - крапка виходу сигналу на рівень ізоїнії, що є багато в чому умовним. Нормальна тривалість QRS-комплексу становить 0.07-0.10 с. Якщо тривалість перевищує 0.11 з, то це може свідчити про наявність порушень провідних шляхів. Максимальна амплітуда QRS-комплексу визначається амплітудою R-хвилі й становить звичайно порядку 0.5-1.0 мВ. Амплітуда QRS-комплексу менш 0.4 мВ може свідчити про певні відхилення.

У наш час існує безліч методик виділення QRS-комплексів, які по використуваному підході можна розділити на 5 основних груп:

- а) алгоритми аналізу ЕКГ у тимчасовій області;
- б) алгоритми, що базуються на частотно-часових, у тому числі й нелінійних перетвореннях сигналу ЕКГ;
- в) алгоритми на основі застосування нейромережкових моделей;
- г) синтаксичні методи;
- д) комбіновані алгоритми.

Кількісними характеристиками ефективності QRS-алгоритмів прийнято вважати кілька величин: імовірність, розпізнавання довільного QRS-комплексу, виражену у відсотках (чутливість), імовірність того, що довільний виділений QRS-комплекс є істинним (передбачуваність, або специфічність) і імовірність видачі детектором правильного результату (ефективність). Чутливість визначається кількістю хибно відсіяних QRS-відліків, передбачуваність залежить від кількості хибно визначених комплексів, а ефективність є інтегральним показником якості методу. Таким чином, зазначені величини відповідно рівні

$$S = \frac{N_{tp}}{N_{tp} + N_{fn}} \quad P = \frac{N_{tp}}{N_{tp} + N_{fp}} \quad E = \frac{N_{tp}}{N_{tp} + N_{fp} + N_{fn}}, \quad (2.13)$$

де N_{tp} - кількість правильно визначених комплексів, N_{fn} -кількість хибно відсіяних N_{fp} - хибно визначених.

Алгоритми групи а), багато з яких використовують принципи, закладені в роботі [69], базуються на застосуванні до вхідного сигналу, крім процедур лінійної фільтрації (зазвичай ФВЧ і ФНЧ послідовно), деякого нелінійного перетворення, що включає в себе найчастіше процедуру інтегрування сигналу. Положення R-зубця визначаються за допомогою граничного детектора рівня сигналу, значення якого можуть бути як фіксованими, так й обчислюватися адаптивно на кожному кроці роботи алгоритму. Додатково, щоб підвищити чутливість, можуть використатися інші процедури підвищення точності: додаткова попередня обробка ЕКГ, введення допоміжних оцінних процедур, що дозволяють виявляти хибно певні QRS-комплекси. Альтернативним підходом є застосування погодженої фільтрації [70], що представляє собою обчислення тих або інших кореляційних співвідношень між відрізком вхідного сигналу відповідної тривалості й базових шаблонів QRS-комплексу. Даний підхід передбачає різні допоміжні процедури, що дозволяють робити корекцію морфології вихідних шаблонів. Ефективність методів цієї групи становить 96-98% коректно обумовлених QRS-комплексів із загального числа присутніх в ЕКГ.

Алгоритми групи б) засновані на застосуванні після ряду процедур попередньої обробки ЕКГ різних частотно-тимчасових перетворень, таких як локальне перетворення Фур'є, перетворення Карунена-Лоева, дискретне вейвлет-перетворення [71]. При використанні вейвлет-перетворення застосовується кілька основних базових вейвлет-функцій, причому ряд методів передбачає зворотний зв'язок для корекції їхніх параметрів. При цьому локалізація положення QRS-комплексу здійснюється в області вейвлет-спектру, у найпростішому випадку, шляхом простого детектування рівня. Методики цієї групи характеризуються відносно невисокою продуктивністю, досить низькою чутливістю до шумів й ефективністю, що перевищує 99%.

Алгоритми групи в) використовують нейромережеві методи обробки даних і зазвичай застосовуються для аналізу морфології й класифікації елементів ЕКГ. Нейромережеві моделі дозволяють значно ефективніше адаптуватися до нестационарного характеру ЕКГ, тому в завданнях виділення QRS-комплексів використовуються при адаптивній погодженій фільтрації [72,73]. Чутливість методик варіюється в широкому діапазоні, але в цілому досягає 99%.

Групу г) становлять синтаксичні алгоритми, також відомі як лінгвістичні або граматичні. Вихідний аналізований сигнал представляється у вигляді певної послідовності примітивів, визначаються спеціальні правила (граматики), що породжують той або інший елемент ЕКГ із безлічі примітивів. Виділення елементів ЕКГ зводиться до визначення похідної граматики [74].

Групу д) становлять різні комбінації методів, що звичайно є синтезом алгоритмів групи в) і б) або в) і а). Особливо виграшним виявилось перше сполучення, оскільки подібний підхід дозволяє досягти максимальної на сьогоднішній день чутливості - 99,9% на тестових добірках ЕКГ. До недоліків методів цієї групи варто віднести вимогливість до обчислювальних ресурсів.

Проведений аналіз показав, що методики груп б), в), г) і д) вимагають в одиницю часу на порядок більше елементарних математичних операцій, чим методи групи а), при цьому чутливість й ефективність QRS-детектора звичайно підвищується на 1-3%. Більше того, необхідний досить великий інтервал часу для

адаптації параметрів детектора, що робить подібні алгоритми важко застосовними для систем реального часу, коли необхідне одержання ЧСС із перших секунд після початку знімання ЕКГ. Вейвлет-аналізатори зазвичай застосовуються при автоматизованому аналізі вже записаної тривалої ЕКГ і відрізняються підвищеною стійкістю до шумів, нейромережеві алгоритми активно застосовуються для класифікації елементів ЕКГ.

2.3.2. Алгоритм реєстрації QRS-комплексів

Пропонований алгоритм детектування QRS-комплексів для програмних ЕКГ-систем реального часу ґрунтується на загальних принципах побудови подібних алгоритмів[75] і ряді методів, що добре себе зарекомендували, [66,69], відносяться до групи а). QRS-детектор орієнтований на автономну роботу й не пов'язаний із процедурами попередньої обробки ЕКГ. Методика розроблена з урахуванням вимог систем ЕКГ реального часу, спеціально адаптована для реалізації з використанням високо оптимізованої бібліотеки цифрової обробки сигналів NSP компанії «Intel» [76] і дозволяє надійно в режимі реального часу визначати положення QRS-комплексів у кожному з 12 стандартних відведень.

Розглянутий алгоритм [77,78] ділиться на кілька кроків:

- 1) Попередня обробка ЕКГ, що полягає у ВЧ- і НЧ-фільтрації вхідного потоку ЕКГ;
- 2) Обчислення 2-х вхідних потоків даних - сигналу, що пройшли попередню обробку й сигналу, додатково підданого ряду нелінійних перетворень[79];
- 3) Обчислення й порівняння адаптивних граничних значень відповідно із двома вхідними потоками;
- 4) Визначення інтервалу, у якому приблизно втримується R-зубець;
- 5) Фільтрація некоректно певних R-зубців;
- 6) Визначення положення R-зубців у кожному з 12 стандартних відведень.

Попередня обробка ЕКГ полягає у фільтрації перешкод, в основному, що є мережним шумом із частотою 50/60 Гц і шумом електричної активності м'язів, що

можна зробити досить ефективно одним ФНЧ. Був застосований КІХ-фільтр 48-го порядку, розрахований з вікном Кайзера, що має лінійну ФЧХ у смузі пропускання. Даний фільтр забезпечує подавлення 50 Гц на 65 дБ, 60 Гц - на 60 дБ, м'язового тремору - 10-20 дБ (Рис. 2.8).

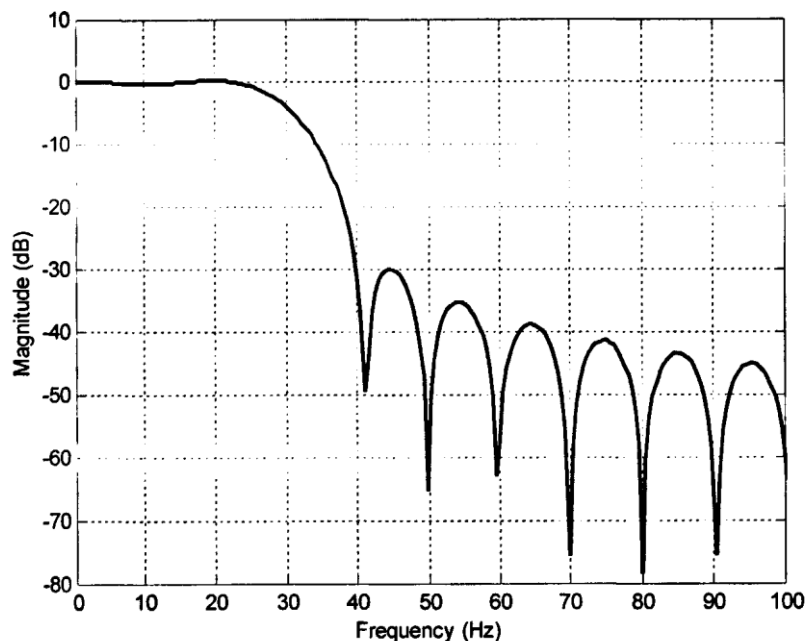


Рис. 2.8. АЧХ і ФЧХ ФНС-фільтра Кайзера 48-го порядку [81]

ФЧХ даного фільтра має лінійний вигляд у смузі пропускання, що мінімізує перекручування ЕКГ в інтересующій нас області. Можливе застосування й інших КІХ-фільтрів, що мають лінійну ФЧХ, наприклад, фільтрів, синтезованих на основі методу Паркса-Маклеллана [80], що являє собою оптимальний алгоритм розрахунку КІХ-фільтрів з необхідної АЧХ на основі алгоритму поліноміальної апроксимації Ремеза. Вибір того або іншого фільтра диктується, насамперед, обчислювальним навантаженням і необхідною ефективністю придушення шуму. Сучасні обчислювальні можливості дозволяють робити обробку КІХ-фільтрами досить високого порядку, що дає можливість відмовитися від використання свідомо більше ефективних, але БІХ-фільтрів, що приводять до значних перекручувань. Як альтернативне рішення може бути запропонована адаптивна фільтрація [81].

Оскільки вихідна ЕКГ містить деяку шумову складову, що має низьку частоту (менш 1 Гц), - так званий дрейф ізолінії - необхідна корекція ЕКГ. Для цього можливо застосування різних ФВЧ, наприклад, БІХ-фільтра Баттерворда низького порядку. Великий порядок фільтра в цьому випадку неважливий, оскільки навіть фільтри 2-3 порядку забезпечують достатнє для нормальної роботи алгоритму придушення постійної складової. При необхідності, подібний БІХ-фільтр може бути ефективно замінений адаптивним КІХ-фільтром. Цікавим є також використання морфологічних фільтрів[82], що, однак, приводить до збільшення обчислювального навантаження.

Наступним етапом роботи алгоритму є обчислення адаптивних граничних значень. Для підвищення ефективності методу обчислюються два адаптивних граничних значення, які застосовуються відповідно до двох потоків даних: перший потік даних містить сигнал, що пройшов попередню обробку - фільтрацію, другий потік - сигнал, підданий деяким нелінійним перетворенням. Перше граничне значення T_f обчислюється в такий спосіб:

$$\begin{aligned}
 T_f[n] &= N_f[n] + q(S_f[n] - N_f[n]) \\
 N_f[n+1] &= \begin{cases} pX_f[n] + (1-p)N_f[n], & \text{якщо } X_f[n] < T_f[n] \\ N_f[n], & \text{якщо } X_f[n] \geq T_f[n] \end{cases} \\
 S_f[n+1] &= \begin{cases} S_f[n], & \text{якщо } X_f[n] < T_f[n] \\ pX_f[n] + (1-p)S_f[n], & \text{якщо } X_f[n] \geq T_f[n] \end{cases} \\
 S_f[0] &= 0, \quad N_f[0] = 0.
 \end{aligned} \tag{2.14}$$

де X_f - попередньо оброблена ЕКГ, тобто та, що пройшла НЧ- і ВЧ-фільтрацію, $p = 0.125$, $q=0.25$ -вагові коефіцієнти, S_f - скользяща оцінка рівня сигналу, N_f - скользяща оцінка рівня шуму, T_f - граничне значення, порівнюване з X_f на кожному кроці.

Для обчислення другого потоку за основу береться вихідний сигнал X_f , що диференціюється й кожен відлік послідовно зводиться у квадрат:

$$y[n] = (\text{diff}(X_f[n]))^2 \tag{2.15}$$

Апроксимацію оператора, що диференціює, досить здійснювати з точністю 2-го порядку:

$$\text{diff}(X_f[i]) = \frac{x[i+1] - x[i-1]}{2\Delta}, \Delta = \frac{1}{f_2} \quad (2.16)$$

де f_2 - частота дискретизації.

У даному вираженні множник Δ приводить до додаткового посилення результуючого сигналу, тому при реалізації його варто опустити. При наявності достатньої продуктивності як дифереціюючої ланки можливе застосування фільтра, що диференціює, особливість якого полягає в тому, що він, в ідеальному випадку, володіє лінійної АЧХ у певній смузі частот, зберігаючи лінійність ФЧХ. Це дозволять ефективніше робити виділення певної смуги частот, що відповідає QRS-комплексу (Рис. 2.9).

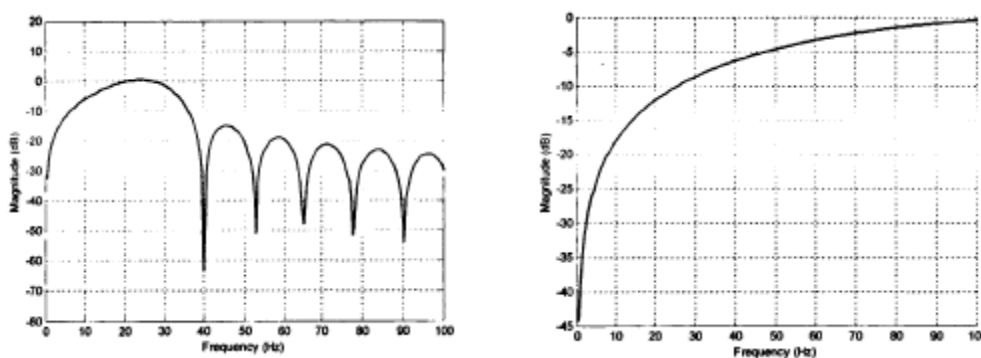


Рис. 2.9. АЧХ фільтра, що диференціює, і апроксимації похідній 2-го порядку [81]

Після процедури диференціювання здійснюється інтегрування цього сигналу, змінним вікном, що обирається рівним 14-160 мс і повністю вміщує QRS-комплекс:

$$Y_i[k] = \frac{1}{w_{qrs}} \sum_{n=k-n_d+1}^{k+n_d} y[n], \text{ при } k \geq n_d = \left\lceil \frac{w_{qrs}}{2} \right\rceil \quad (2.17)$$

де w_{qrs} - величина вікна інтегрування.

Адаптивне порогове значення T_i вираховується наступним чином:

$$\begin{aligned}
T_i[n] &= N_i[n] + q(S_i[n] - N_i[n]) \\
N_i[n+1] &= \begin{cases} pX_i[n] + (1-p)N_i[n], & \text{якщо } X_i[n] < T_i[n] \\ N_i[n], & \text{якщо } X_i[n] \geq T_i[n] \end{cases} \\
S_i[n+1] &= \begin{cases} S_i[n], & \text{якщо } X_i[n] < T_i[n] \\ pX_i[n] + (1-p)S_i[n], & \text{якщо } X_i[n] \geq T_i[n] \end{cases} \\
S_i[0] &= 0, \quad N_i[0] = 0.
\end{aligned} \tag{2.18}$$

де S_i -ковзна оцінка рівня сигналу Y_i , $p=0.125$, $q=0.25$ -вагові коефіцієнти, N_i - змінна оцінка рівня шуму, T_i - граничне значення, порівнюване з Y_i ; на кожному кроці.

Адаптивні граничні значення T_f й T_i обчислюються на кожному кроці заново й зрівнюються відповідно з відліками потоків 1 й 2. Інтервали, у яких відбувається перевищення обох порогів одночасно, позначаються як утримуючий R-зубець (Рис. 2.10). Функція, що описує можливе положення R-зубця, має такий вигляд:

$$\Theta(n) = \begin{cases} 1, & \text{при } T_1[n] < Y_i[n], T_f[n] < X_f[n] \\ 0, & \text{в інших випадках} \end{cases} \tag{2.19}$$

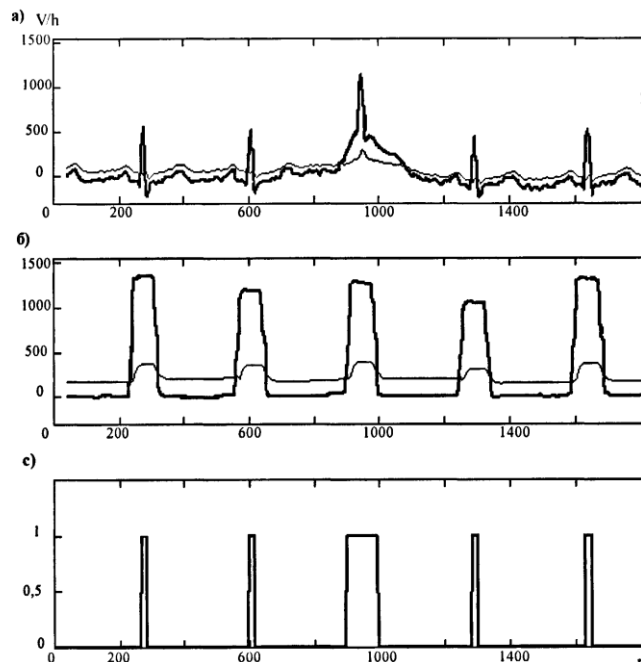


Рис. 2.10. Робота адаптивного граничного детектора.

а) сигнал X_f відповідні порогові значення T_f ; б) сигнал Y_i і відповідні порогові значення T_i ; в) Функція перевищення порогів $Q(n)$.

Як безрозмірна величина по осі ординат відкладене відношення амплітуди сигналу в мкВ до величини одиниці молодшого розряду АЦП.

Імовірність того, що R-зубець у дійсності втримується на інтервалах, де $0(p)=1$, досить висока, але для підвищення точності алгоритму необхідна процедура фільтрації некоректно певних позицій R-зубців. Це можна зробити за рахунок застосування евристичних правил аналізу характеристик досліджуваного R-зубця. Для цього, після визначення передбачуване положення R-зубця, створюється масив певних властивостей: тривалості RR-інтервалу між досліджуваним зубцем і попередньої й модуля похідної сигналу RA, що обчислює в передбачуваних крапках знаходження R-зубця. Ці параметри зберігаються в циклічному буфері, здатному зберігати не менш 3-х останніх значень R-зубців, додатково до цього необхідно обчислення середнього значення ЧСС за останні 10 циклів.

Якщо RR-інтервал між двома наступними зубцями менш 300 мс (що відповідає пульсу 200 хв-1) , то рішення про те, який із зубців є щирим, приймається виходячи з максимуму RA, оскільки відомо, що R-зубець має максимальний градієнт. Таким способом можна відсіяти вузькі й високі P- і T-волни, часто обумовлені граничним детектором як R-зубці. Існує можливість додатково підвищити ефективність алгоритму, ускладнивши евристичні правила аналізу, якщо вести статистику не тільки коректно певних R-зубців, але й відсіяних. Це дозволяє, якщо буде потреба, протягом наступних декількох кроків скорегувати роботу алгоритму, не втративши хибно відсіяного QRS-комплексу.

У випадку, коли доступно більше одного відведення, можна трохи підвищити точність алгоритму за рахунок використання більшої кількості відведень у якості базових. На практиці виявляється корисним використати відведення I й II стандартної системи 12 відведень. Застосування суперпозиції 2-х відведень дозволяє трохи збільшити відношення сигнал/шум, а так само придушити небажаний вплив на граничний детектор артефактів, пов'язаних з відривом одного з електродів. Відведення I й II складаються з певними вагами, формуючи вихідний сигнал для детектора $X(n)$:

$$X[n] = a[n]X_1[n] + b[n]X_2[n] \quad (2.20)$$

де X_1, X_2 - сигнали I й II відведення, що пройшли попередню обробку (НЧ- і ВЧ-фільтрацію), $a[n], b[n]$ - адаптивні вагарні коефіцієнти.

Для того самого кардіоциклу позиції R-зубців трохи зрушені відносно один одного в різних відведеннях. Визначення позиції в кожному з відведень, що залишилися, здійснюється шляхом пошуку локального

Екстремуму в інтервалі $R_{pos} \pm 0, 1$ сек., де R_{pos} - уже певна позиція базового відведення (Рис. 2.11)

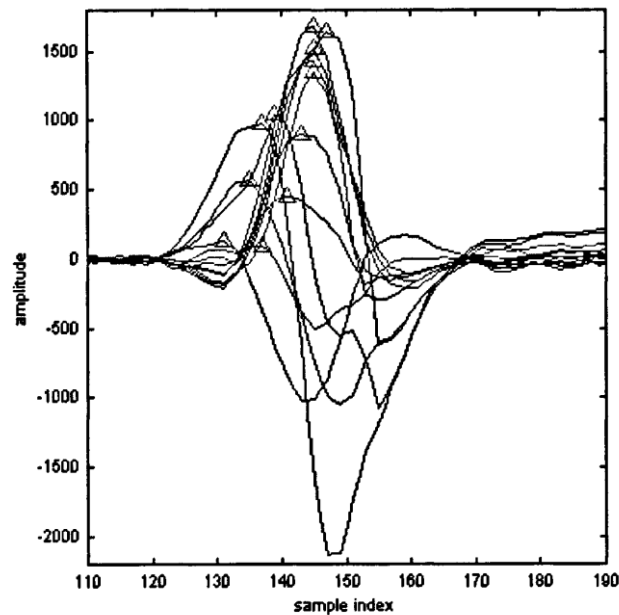


Рис. 2.11. Визначення положення R-зубця в кожному з відведень [78]

Тому що частоти дискретизації невеликі (кілька десятків відліків у діапазоні пошуку), те як алгоритм пошуку максимуму досить використати простий метод послідовного перебору.

Таким чином, вихідними даними детектора, використовуваними при подальшому аналізі комплексів, є вектор R-зубців по кожному певному комплексі, а також набір відповідних амплітуд.

2.4. Основні функціональні характеристики комплексу

Ядром програмної системи (ПС) виступає архітектура динамічних модулів, що дає можливість реалізувати програмний комплекс повністю на компонентній

основі. ПС, побудована на базі персональної ЕОМ, може бути інтегрована практично з будь-якою апаратною реалізацією пристроїв реєстрації електрофізіологічних сигналів, як за допомогою модулів експорту/імпорту в стандартні формати зберігання БМІ, так і за допомогою модулів, що підключають динамічно, прямого введення ЕКГ, розроблених для конкретного пристрою реєстрації.

Серед технічних особливостей ПС необхідно виділити наступні [83]:

1. динамічне підключення пристроїв реєстрації електрофізіологічних даних;
2. підтримка можливостей реєстрації одночасно з декількох пристроїв;
3. наявність комунікаційних інтерфейсів для передачі біомедичних записів через Internet і засобу мобільного зв'язку;
4. доступність програмного забезпечення у двох конфігураціях: для портативної ЕОМ і вбудовує исполнени, що, для побудови БМС під керуванням Windows-сумісних ОС.

Основними завданнями, розв'язуваними ПС, є:

1. Організація бази даних з можливістю нагромадження як електрокардіографічних, так й інших клінічних даних, при цьому уведення даних може здійснюватися як із пристроїв реєстрації, а також із зовнішніх файлів, створених іншими додатками.

2. Обробка цифрових сигналів різними математичними методами й збереження результатів обробки в інтегрованої БД:

- а) попередня обробка сигналу;
- б) реалізація ряду сучасних кардіографічних методів (виділення й аналіз елементів ЕКГ);
- в) забезпечення можливості швидкої інтеграції модулів, що реалізують нові методи подання або обробки даних на основі розробленого програмного інструментарію в рамках компонентної архітектури системи [84];
- г) підготовка й подання даних у необхідному виді, у тому числі для печатки або публікації;
- д) доступ до вилучених медичних інформаційних ресурсів [85];

3. Підтримка функцій обміну (у тому числі в реальному масштабі часу) електрокардіографічними й клінічними даними з іншими подібними системами на підставі встановлених стандартів.

ПС, реалізована в програмно-апаратному комплексі, забезпечує основний набір функцій комплексу функціональної діагностики, підтримує, з погляду цільового застосування, що впливають операції:

1) реєстрація ЕКГ і розрахунок по одній з наступних схем відведень: 12 стандартних, по Небу, по Франку;

2) реєстрація географічних кривих та їх аналіз;

3) реєстрація ФПГ та її аналіз;

2) сполучення із пристроями, що реєструють допоміжну біомедицинську інформацію (монітор артеріального тиску, пульсовий оксиметр і т.д.);

3) відображення на екрані й друк від 1 до 12 відведень сигналів із частотами дискретизації до 1 кгц і розрядністю 22 біта при швидкостях розгорнення 1.25, 2.5, 5, 10 див/сек з різними масштабами по амплітуді;

4) можливість динамічного підключення нових компонентів, що реалізують додаткові функції обробки, аналізу й візуалізації даних;

5) забезпечення на додаток до стандартного режиму запису ЕКГ режиму досліджень, що дозволяє переглядати послідовність амплітуд і длительностей певних QRS-комплексів;

6) гнучке керування процесом печатки; кардіограма, виведена на будь-який матричний, струминний або лазерний принтер (до 1200 крапок\дюйм включно) відповідає прийнятим у практиці масштабам (від 1.25 до 10 див/сек і від 0.5 до 4 мв/див);

7) підтримка режиму запису, обробки й візуалізації тривалих ЕКГ, обсяг даних обмежується вільним простором, виділеним на жорсткому диску;

8) підвищена надійність системи в режимі запису ЕКГ за рахунок реалізації механізму безпосереднього збереження записаної інформації на жорсткий диск у реальному часі;

9) широка область застосування (в тому числі в амбулаторії).

До складу систему можуть бути включено різні діагностичні прилади, але найбільш простим і вичерпним рішенням є об'єднання ЕКГ, ФПГ і реографії.

2.5. Основні програмні компоненти і структура програмної системи

На етапі проектування системи був проведений порівняльний аналіз найпоширеніших компонентних платформ, серед яких необхідно виділити COM+, JavaBeans/Remote Method Invocation (RMI), а також Common Object Request Broker Architecture (CORBA). Дослідження виявили деяку перевагу першої з них для додатків реального часу. RMI, очевидно, має поки обмежене застосування, внаслідок прихильності до платформи Java, CORBA же накладає досить широкі обмеження на системну архітектуру, зокрема, вимагає наявності проміжного ланки-брокера об'єктних запитів. Вирішальним фактором у виборі платформи ПО проміжного рівня є наявність підтримки власної компонентної моделі для модулів, що підключаються, що забезпечується тільки COM+ й Java.

Основні принципи обраної платформи дозволяють сформуванню ряд основних властивостей архітектури програмної системи, побудованої на основі використання цієї технології:

- 1) відповідність загальним вимогам COM+;
- 2) наявність рівневої, багатоланкової архітектури;
- 3) повна уніфікація механізму роботи з даними;
- 4) підтримка зовнішніх відкритих інтерфейсів для прозорої інтеграції додаткових компонентів.

Відповідність вимогам COM+ має на увазі використання операційних систем лінії Windows. Основою багатоланкової архітектури може виступати модель «документ-подання». Її принципом є висновок робочої функціональності в компонентах, умовно названих документами, і візуального подання - у так званих видах. Таким чином, розглянута загальна концепція системної архітектури цілком укладається в трьохрівневу модель, відому як -Distributed

Internet Application Architecture. Отже, базова архітектура ПС може бути представлена у вигляді наступної трьохрівневої структури (рис. 2.12) з виділеним шаром рівня операційної системи.

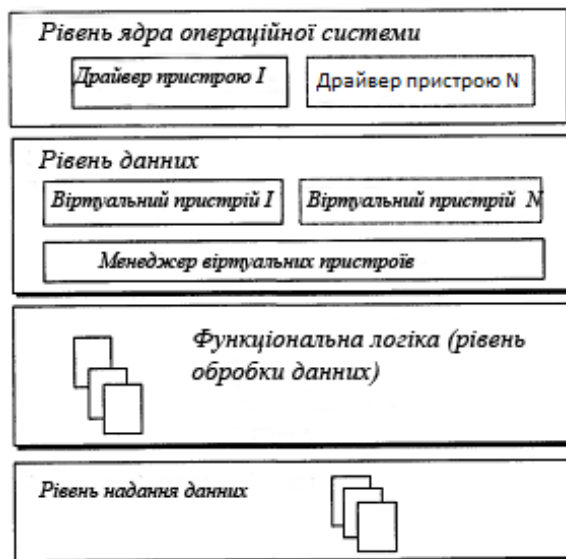


Рис. 2.12. Трьохрівнева структура ПС [84]

В рамках багатоланкової архітектури системні компоненти умовно за своїми функціональними призначеннями розділяються на три рівня: рівень даних, функціональної логіки і представлення. Кожний із компонентів реалізує необхідну для даного рівня інтерфейси доступу до укладеної функціональності і користується системними сервісами, що надаються, в рамках, які доступні для цього рівня. Деталізація програмної архітектури зображено на рис. 2.13.

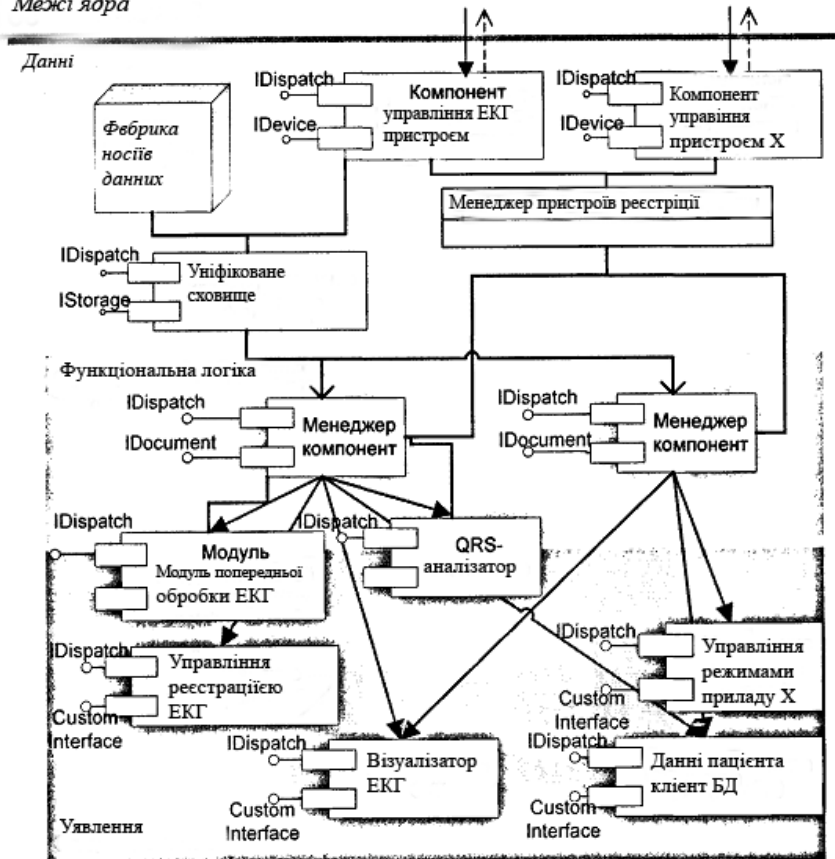


Рис. 2.13. Деталізація структури ПС [85]

Рівень даних становлять об'єкти, відповідальні за операції введення/виводу із зовнішніми джерелами даних (наприклад, пристрій реєстрації ЕКГ, монітор артеріального тиску), а також універсальний компонент зберігання гетерогенних, тобто різнорідних, даних, і, так називана, фабрика контейнерів даних - об'єктів, використовуваних для передачі різного роду інформації через інтерфейси компонентів.

Функціональна логіка реалізується набором об'єктів - менеджерів компонент, часто умовно називаних документами, що має методи обробки даних і засобу керування компонентами візуалізації. У свою чергу, об'єкти візуалізації можуть мати методи обробки даних, хоча їхнім безпосереднім завданням є відображення інформації й забезпечення інтерфейсу з користувачем. Варто помітити, що представлена системна структура не накладає обмежень на локалізацію окремих модулів, а має на увазі можливість дистрибуції їх у рамках локального середовища, оскільки така можливість забезпечується безпосередньо функціями COM+. Завдяки принципу відкритої архітектури й наявності чіткої специфікації,

можливо розширення й інтеграція в комплекс нових функціональних модулів, які реалізують нові методики аналізу або надають можливість здійснювати знімання даних на нових пристроях уведення ЕКГ.

Таким чином, структурно програмна система може розглядатися як ієрархічна архітектура окремих елементів, серед яких основними елементами є різноманітні компоненти, що виконують заздалегідь задані функції в рамках наступних підсистем:

- 1) реєстрації біомедичних даних;
- 2) нагромадження й зберігання БМІ;
- 3) клінічних методів обробки даних, візуалізації й печатки БМІ;
- 4) зовнішніх комунікаційних інтерфейсів.

Повний склад комп'ютерної БМС реального часу у вигляді діаграми поглинання представлено на Рис. 2.14.

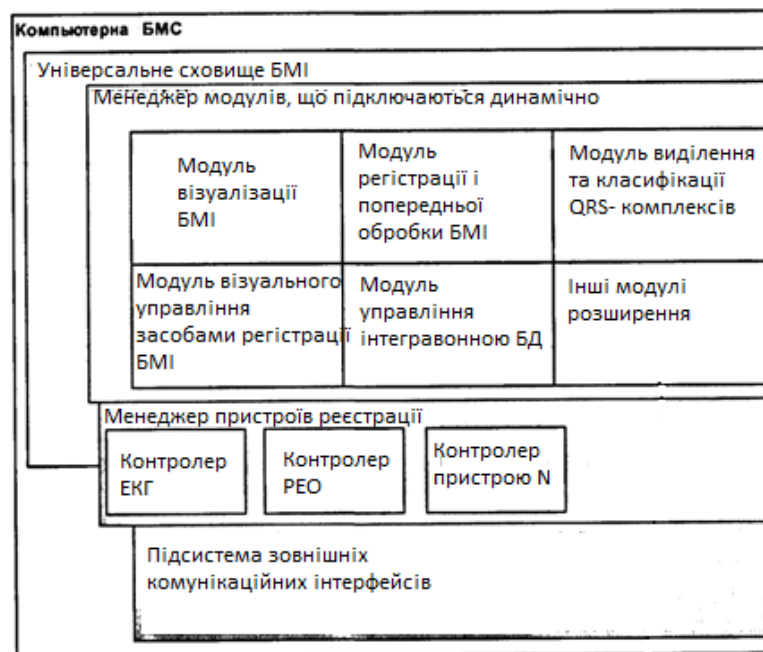


Рис. 2.14 Покомпонентний склад ПС [84]

Компонентно-орієнтована архітектура прикладної програми побудована на декількох рівнях реалізації, вимагає наявності більш складної процедури первісної активації програмної системи. На відміну від монолітних додатків, дана процедура через наявність безлічі незалежних одиниць, що виконують, може стати досить складною для реалізації. Для рішення даного завдання в рамках

ПС розроблена багаторівнева процедура ініціалізації й динамічного конфігурування окремих підсистем.

До складу ПС може бути включено безліч компонентів, згрупованих по своєму функціональному призначенню в окремі підсистеми. Кожна із представлених підсистем має свої особливості проектування й реалізації.

Висновки до розділу

У розділі було проведено аргументований вибір базових діагностичних методик для побудови комплексу для діагностики серцево-судинної системи. До них відноситься

- Електрокардіографія;
- Реографія;
- Фотоплетизмографія.

Слід також відзначити, що діагностика саме серцево-судинної системи запропонована як базовий склад комплексного рішення, яке можна доповнити будь-якими діагностичними методиками, які відповідають вихідним вимогам і сконструйовані за відповідними стандартними рішеннями. Стан серцево-судинної системи найчастіше стає вирішальним при оцінці функціонального стану організму (тобто, при захворюванні майже будь-якої системи) і призначені лікувальних процедур, а також для вивчення стану динаміки лікування. Показники серцево-судинної системи багато спеціалістів ще формалізують як стан адаптаційних сил організму, від яких залежить стан хворого.

У розділі були розглянуті елементи математичного механізму обробки діагностичних медичних сигналів.

Слід відмітити, що алгоритм обробки реосигналу в даному комплексі використовується стандартний, загальноприйнятий. Суттєвою різницею, що відрізняє роботу реографічного блоку від розповсюджених реографів- ряд програмних і апаратних налаштувань, які суттєво збільшують точність обстеження.

За основу розробки алгоритмів обробки фотоплетизмографічних сигналів взято [67], де якісно описані методики обробки діагностичного сигналу із застосування алгоритмів фільтрації та використання математичного апарату нечітких логік для обробки діагностичної інформації. Останній метод дозволяє значно оптимізувати і збільшити точність процедури обстеження пацієнта, оскільки даний метод формалізує функціональний стан серця і серцево-судинної

системи, що суттєво покращує роботу лікаря-консультанта амбулаторного закладу.

Створено метод обробки ЕКГ сигналу, найсуттєвішою основою якого є реєстрація QRS-комплексів.

РОЗДІЛ 3. ОСНОВНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ І КОМПОНЕНТИ КОМПЛЕКСУ ДІАГНОСТИКИ. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ОБРОБКА ОТРИМАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ

3.1. Розробка і опис блок-схеми комплексу для амбулаторної діагностики функціонального стану серцево-судинної системи

Згідно із огляду методик діагностики серцево-судинної системи для конструкції даного приладу було обрано наступні методики: фотоплетизмографію (ФПГ), ЕКГ та реографію (РЕО).

Розробка функціональних схем пристроїв для реєстрації обраних методик виходить за рамки даного дослідження і будуть вважатися стандартними. Головним завданням побудови функціональної схеми комплексу для діагностики серцево-судинної системи (ССС) є отримання найефективнішого рішення поєднання методик дослідження стану організму.

Запропонована структурна схема комплексу для діагностики серцево-судинної системи зображена на рис.3.1.

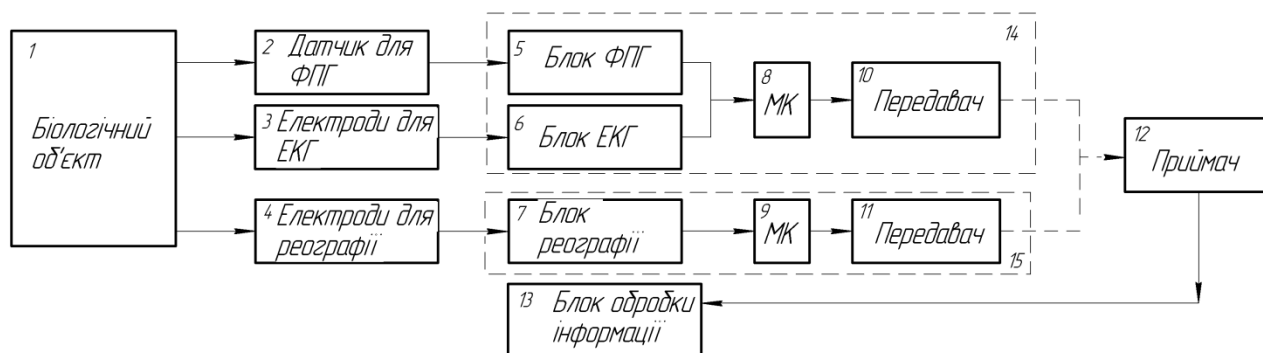


Рис.3.1. Структурна схема приладу

Прилад працює наступним чином. На тіло пацієнта встановлюються датчик ФПГ 2, або електроди ЕКГ 3, або електроди для реографії 4 відповідним чином, в залежності від типу діагностики, яка виконуватиметься. У випадку виконання

першої процедури автоматично вмикається блок ФПГ 5: оптичне випромінювання проходить через тканини фаланги пальця пацієнта, яке реєструє фотоперетворювач, звідки сигнал надходить до попереднього, а потім до вимірювального підсилювача, який під'єднаний до мікроконтролера (МК) 8.

У випадку проведення кардіографічного дослідження автоматично вмикається блок ЕКГ 6, до якого під'єднані електроди 3 (6 грудних електродів і 4 електроди на кінцівки, один з яких є заземленням). Електрокардіографію виконують за стандартними методами. Отриманий сигнал передається до МК 8 і надходить до передавача 10. Мікроконтролер 8 містить керує роботою блоку ЕКГ 6 і передавачем 10.

При необхідності виконання процедури реографічного обстеження, на тіло пацієнта встановлюють електроди 4 для відповідної методики (реоенцефалографії, реокардіографії, реокардіоенцефалографії, реогепатографії, реопульмонографії тощо), які під'єднані до блоку реографії 7. Отриманий сигнал надходить до МК 9, до якого під'єднаний передавач 11. Мікроконтролер 8 містить програму керування блоком реографії 7 та передавача 11.

Приймач 12 отримує від передавача 10 або передавача 11 сигнал, що далі надходить до блоку обробки інформації 13, який, в свою чергу, зв'язаний із персональним комп'ютером, який містить спеціальне програмне забезпечення для обробки діагностичного сигналу і передачі його до будь-якого комп'ютера мережі медичної установи стандартними апаратними методами.

Особливістю даного приладу є те, що блок ФПГ 15, блок ЕКГ 6, мікроконтролер (МК) 8, та передавач сигналу 10 встановлюються у корпус 14, а блок реографії 7, МК 9 та передавач 11- у корпус 15. Це реалізовано для того, щоб зробити меншими габарити всього приладу і максимально позбавитись дротової комутації.

Завдяки використанню сучасної елементарної бази стало можливим мінімізувати вміст корпусів 14 та 15, що значно збільшило ергономічність роботи.

3.2. Алгоритм роботи із програмними модулями для ЕКГ, ФПГ та реографічного обстежень

В роботі із програмним модулем для ЕКГ обстежень передбачається: реєстрація стандартних 12 відведень ЕКГ, відведень за Небом і за Франком; аналіз ЕКГ – кривих за допомогою контурного аналізу, при якому діагностичні точки зубців Р Q R S T U визначаються автоматично, але передбачена можливість ручного регулювання, що полегшує роботу лікаря із приладом; автоматична побудова протоколу обстеження (який за необхідності може бути доповнений лікарем), що містить ЕКГ – криві, таблицю величин діагностичних зубців та інтервалів, автоматичне заключення про стан пацієнта. Також ЕКГ обстеження може проводитися як у стані спокою (положення лежачи, сидячи, стоячи), так і під навантаженням.

Починається робота з модулем із створення однієї або декількох баз даних (БД). Вікно керування БД зображено на рис. 3.2. Для роботи з певною БД (яку можна або створити, або підключити вже існуючу, що корисно при переносі даних з іншого комп'ютера) вона спочатку виділяється, а потім призначається активною відповідною клавішею.

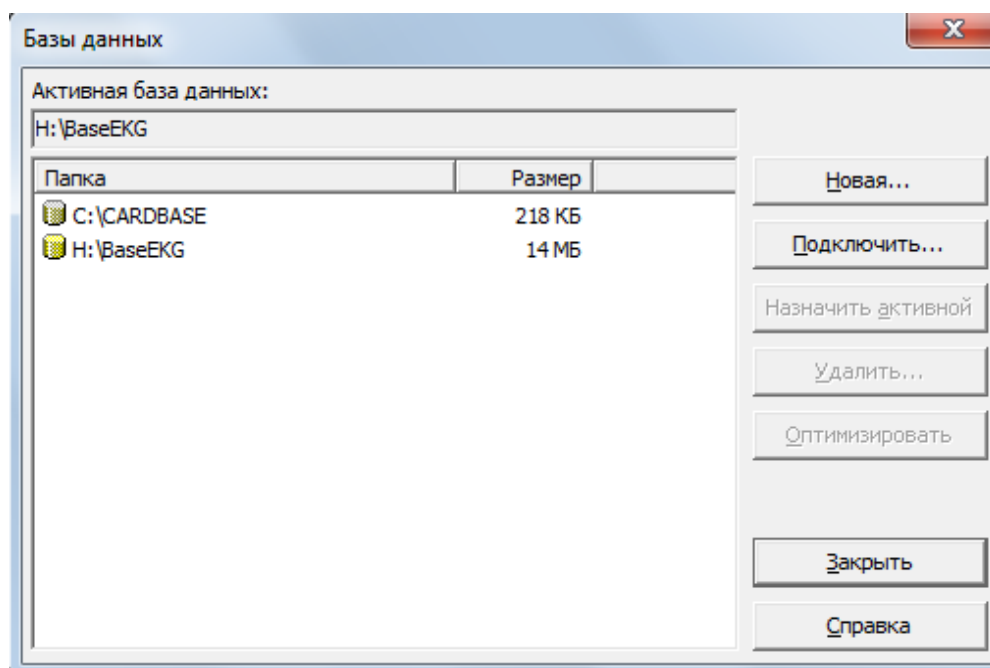


Рис. 3.2. Вікно керування БД

Кожна БД може містити декілька картотек, які створюють за відповідним критерієм (наприклад, за клінічним відділенням, в якому спостерігаються хворі). Вікно керування картотеками зображено на рис. 3.3.

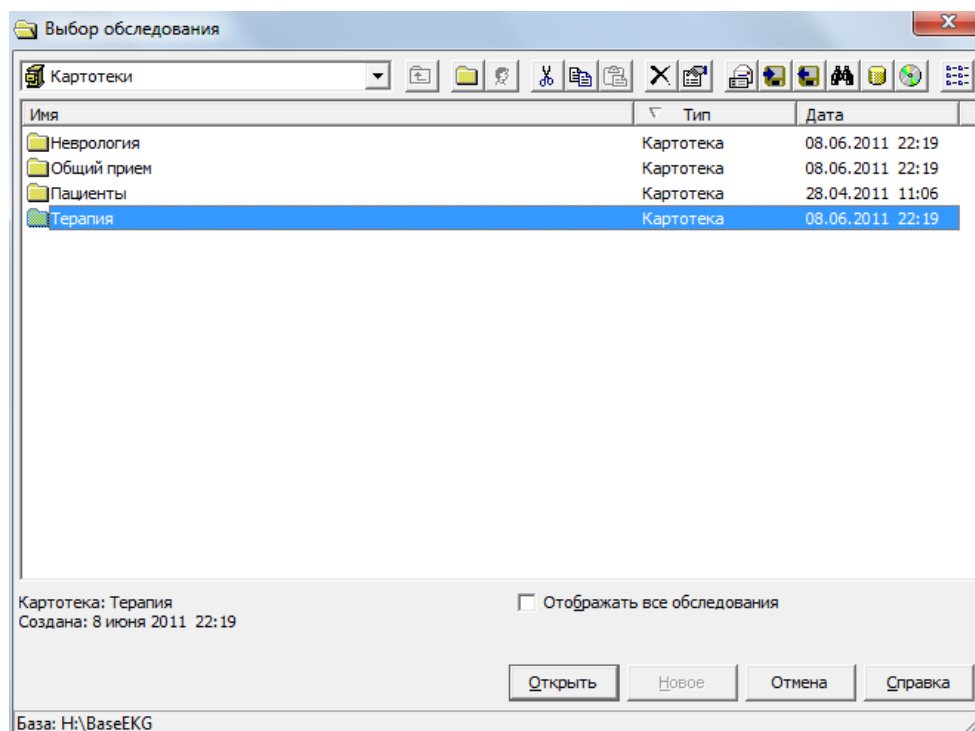


Рис. 3.3. Вікно керування картотеками

В головному полі вікна відображаються картотеки. Вище знаходяться функціональні клавіші (у порядку зліва направо):

- Створити нову;
- Створити нового пацієнта;
- Вирізати;
- Копіювати;
- Вставити;
- Властивості;
- Відправити по електронній пошті;
- Архівувати;
- Вставити із архіву;
- Пошук картотеки;

- Перехід до вікна БД;
- Записати на CD;
- Відображення (списком або таблицею).

Всі приведені функції можна реалізувати через контекстне меню, викликане при виділенні конкретної картотеки.

Нижче поля відображення картотек знаходиться інформація про виділену картотеку (назва і дата створення), а також в окремому полі – БД, в якій знаходиться картотека.

Обираючи картотеку, отримаємо наступне вікно відображення тек пацієнтів, в яких зібрана інформація про всі процедури обстеження, які у подальшому можна співставити для дослідження динаміки показників кожного окремого хворого. Вікно керування теками пацієнтів зображено на рис. 3.4.

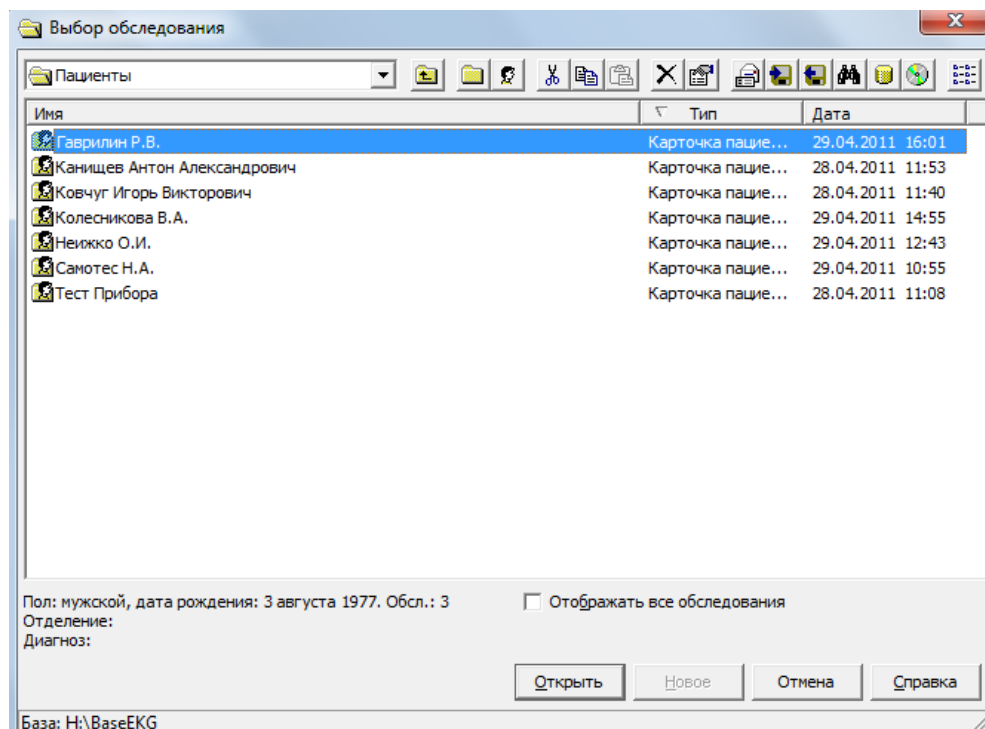


Рис. 3.4. Вікно керування теками пацієнтів

Наступне вікно (керування обстеженнями) аналогічне приведеним.

Вікно налаштувань роботи ПЗ (рис. 3.5.) містить дві області – вибору розділу налаштувань і область функцій.

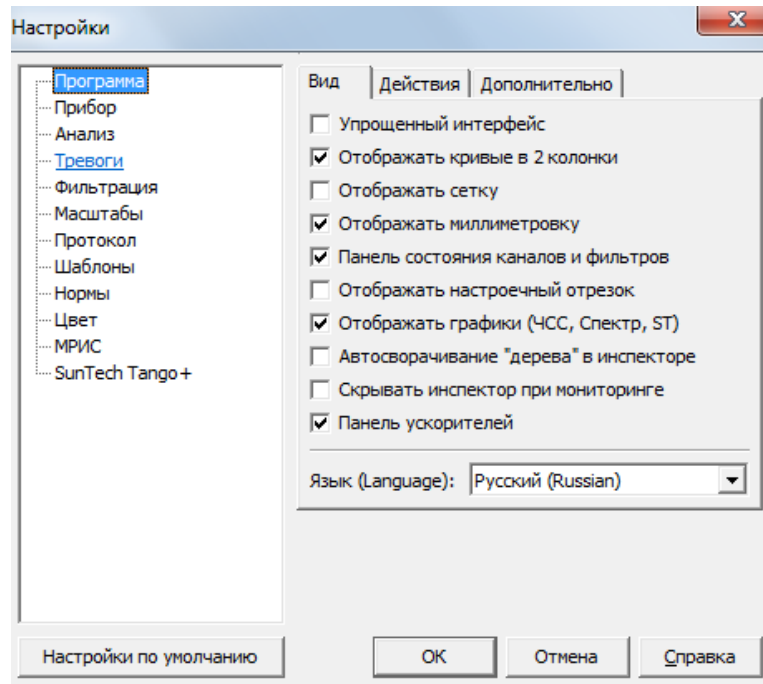


Рис. 3.5. Вікно налаштувань

Розділ *Программа* містить налаштування щодо виду, загальних дій програми та деякі додаткові налаштування (архівування, режим калібрування приладу)

Розділ *Прилад* містить налаштування приладу, що підключають, його характеристики і деякі деталі підключення.

Розділ *Анализ* містить налаштування щодо автоматичного аналізу ЕКГ – кривих.

Розділ *Тревоги* містить налаштування сигналізації при критичних показаннях обстеження (занизьке або завелике ЧСС)

Розділ *Фильтрация* містить налаштування фільтрів, які використовуються в блоці ЕКГ (фільтри низький та високих частот тощо)

Розділ *Масштабы* містить налаштування щодо масштабування деяких величин (наприклад, швидкість руху плівки при обстеженні)

Розділ *Протокол* містить налаштування шаблонів протоколів, які формуються автоматично після обстеження

Розділ *Шаблон* містить налаштування шаблонів ЕКГ – діагностики.

Розділ *Нормы* містить налаштування норм для побудови автоматичного заключення

Розділ *Цвет* містить налаштування кольору відображення деталей обстеження.

Вигляд вікна із записом ЕКГ зображено на рис. 3.6.



Рис. 3.6. Вікно обстеження хворого

Після проведення процедури обстеження хворого викликається операція контурного аналізу (рис. 3.7.), де, власне, і передбачена можливість редагування діагностичних точок ЕКГ кривих.

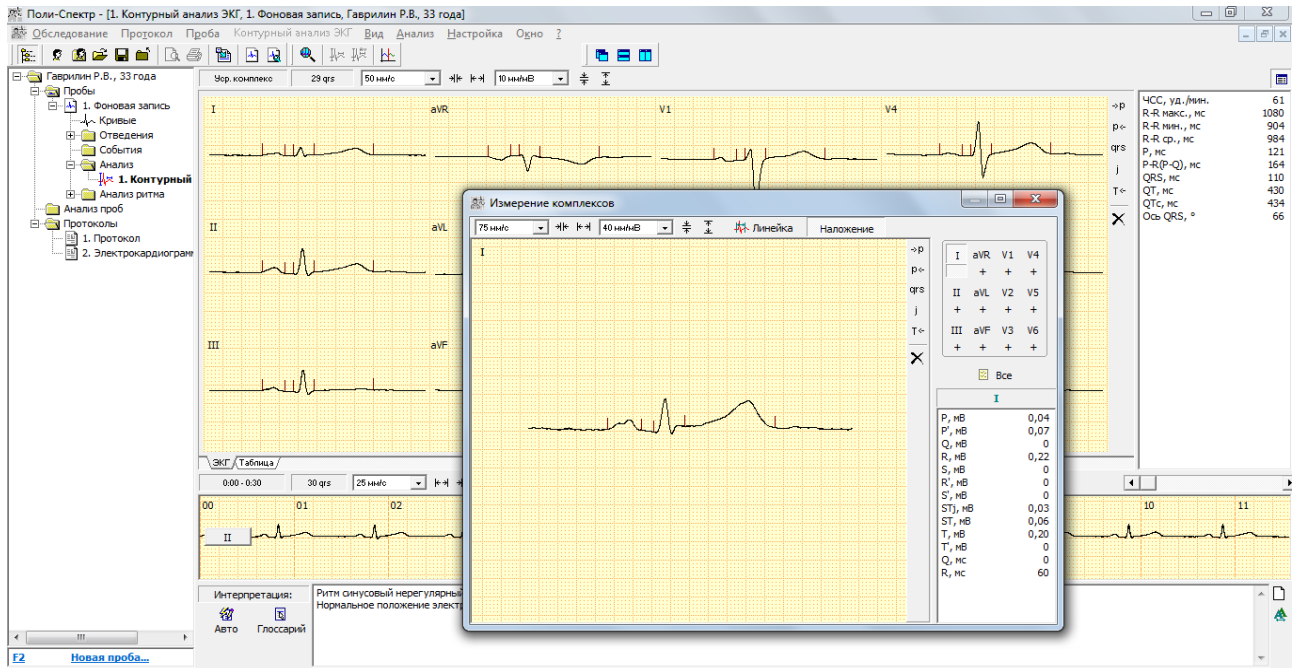


Рис. 3.7. Вікно контурного аналізу ЕКГ

У цьому вікні можна збільшувати усереднений PQRSTU комплекс, корегувати діагностичні точки, автоматично розраховувати значення зубців і інтервалів по усім відведенням. Також тут формується автоматичне заключення, що може бути відкоректоване лікарем-діагностом.

Вікно формування протоколу обстеження виглядає аналогічно рис. 5.6. і містить ЕКГ-криві, таблицю значень зубців та інтервалів, автоматичне заключення і заключення лікаря-діагноста.

Робота із модулем для електроплетизмографічного обстеження передбачає реєстрацію реограми за однією із визначених методик (див. розділ 2, п. 2.1), формування першої і другої похідної від вихідної реокривої, формування автоматичного заключення і протоколу.

Початок роботи аналогічний як і у випадку з модулем для ЕКГ обстеження, адже використовується один принцип побудови БД, картотек і інформації про пацієнта.

Даний модуль передбачає всі стандартні можливі налаштування роботи реографа.

Вікно обстеження хворого представлено на рис. 3.8.

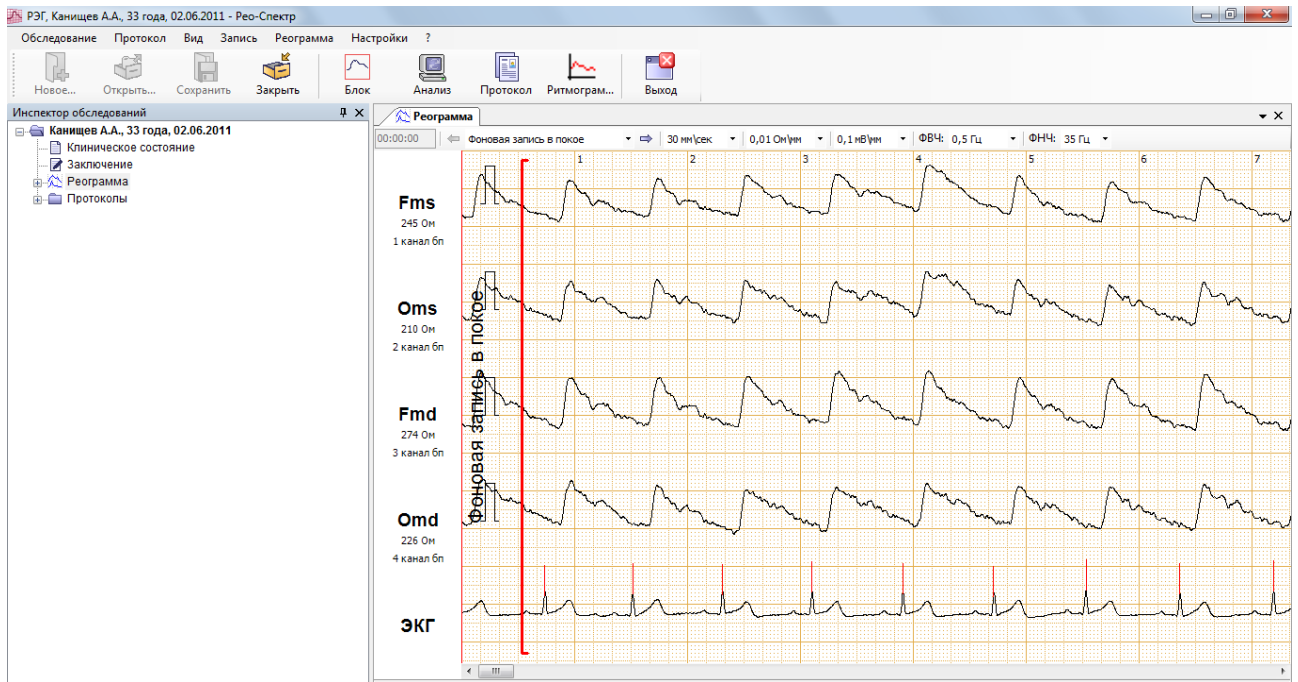


Рис. 3.8. Вікно реологічного обстеження

На рис. 3.8. приведено приклад реоенцефалографії. Особливістю даної системи реєстрації реографічного сигналу є те що реєструються одразу всі види відведень (фронтально-мастоїдальні та окципто-мастоїдальні), що значно полегшує процедуру обстеження.

Виділивши окремий блок для аналізу (як правило, виділяється весь період запису з найменшою кількістю артефактів) і натиснувши на відповідну клавішу отримуємо вікно автоматичного аналізу реограми (рис. 3.9)

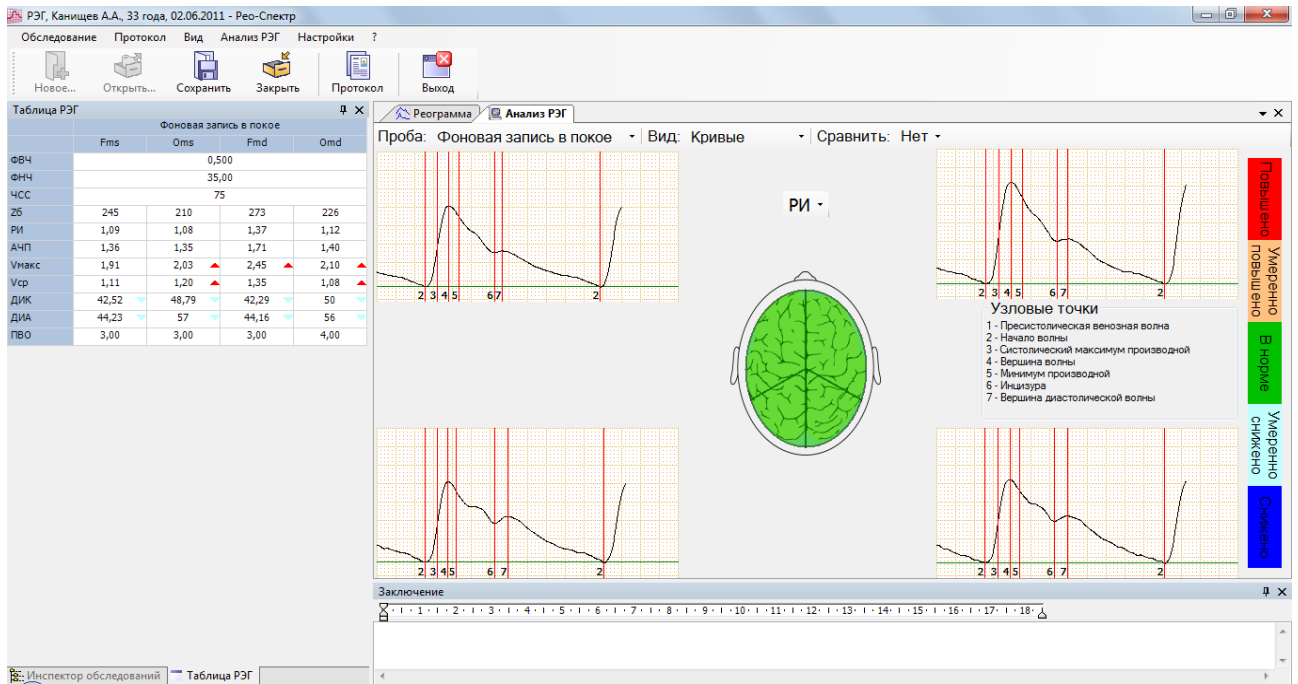


Рис. 3.9. Вікно аналізу реоенцефалограми

Програма передбачає, знову ж таки, ручне корегування діагностичних точок та відображення таблиці значень інтервалів, а також кольорове відображення ступеня відхилення від норми показників конкретного пацієнта.

В ПЗ для зручності передбачено роботу «помічника», що полегшує роботи із системою. Вікно «Помічника» зображено на Рис. 3.10.

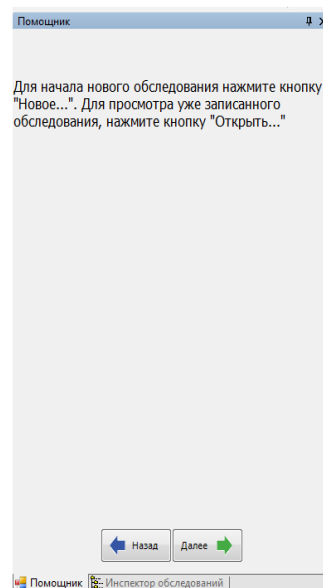


Рис. 3.10. Помічник роботи із інтерфейсом ПЗ

У зв'язку із схожістю реографічної кривої і фотоплетизмографічної, а також аналогічністю налаштувань аналізу РЕО та ФПГ, вікна обстеження і формування автоматичного заключення майже не відрізняються, окрім того, що при ФПГ обстеженні виділяються показники варіабельності серцевого ритму та насичення крові киснем (показник концентрації оксигемоглобіну). Різняться частково також і протоколи заключень.

3.3. Аналіз результатів, отриманих в результаті роботи розробленого комплексу

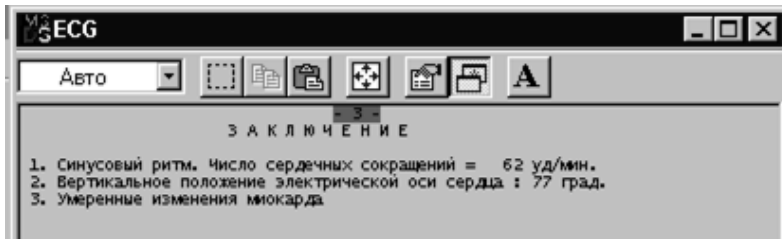
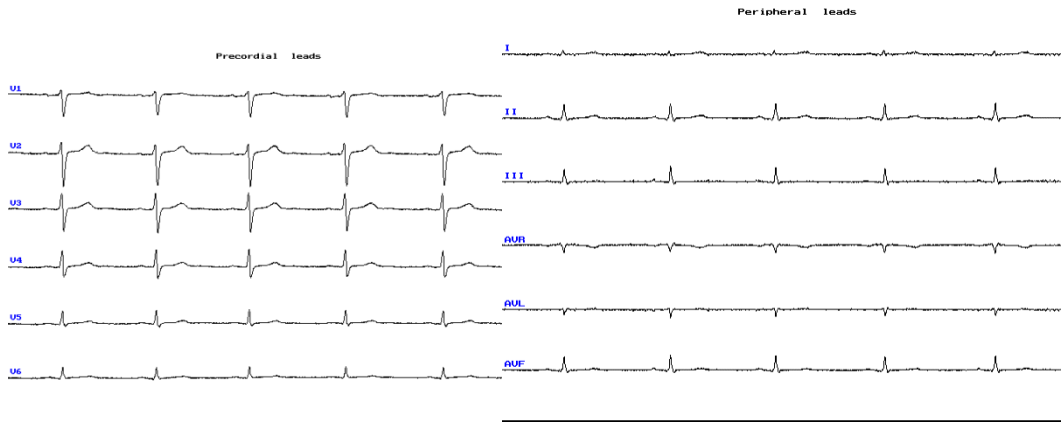
Принцип побудови ПЗ, а також метод обробки діагностичної інформації, що були використані у комплексі, зробили процес його використання (порівняно із іншими аналогічними пристроями) значно зручнішим, ергономічнішим, а також збільшили точність побудови автоматичного заключення.

В рамках даної роботи, було проведено порівняльний аналіз ПЗ даного комплексу, а також ЕКГ і реографу (Cardio та Cardio-Reo, виробництво ТОВ «Міда») та ФПГ Utas.

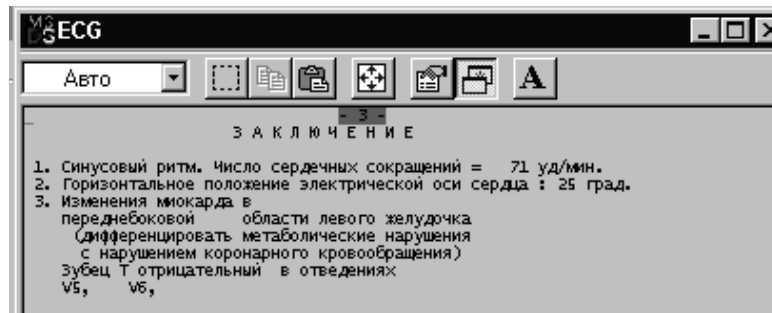
Були отримані наступні розбіжності при автоматичному аналізі ЕКГ та РЕО. Наприклад, при однакових значеннях інтервалів і положень діагностичних точок на реограмах різнилися заключення про стан судин, неправильне положення електричної вісі серця на ЕКГ старого зразка, що викликане неправильним налаштуванням фільтрації або дрейфу ізолінії, адже подібні налаштування не передбачені в інших системах у повному обсязі, тощо.

Порівняльні протоколи автоматичних заключень у повному обсязі приведені в додатку Б.

Елементи процедури ЕКГ обстеження на порівняльній установці приведено на рис. 3.11.



а)



б)

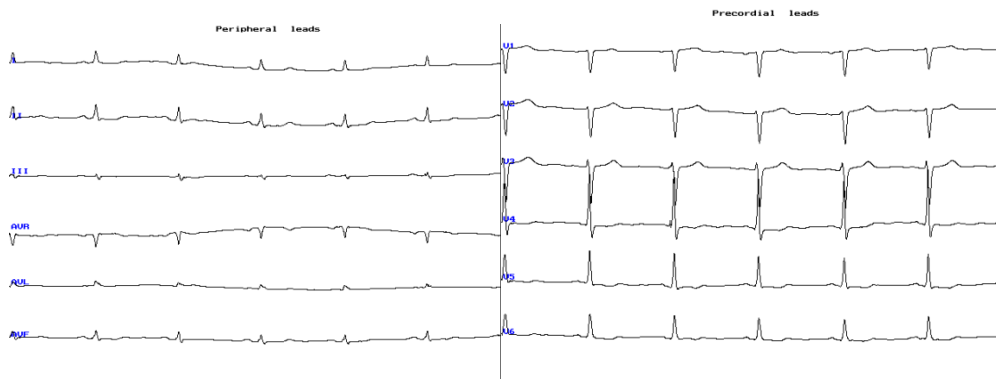


Рис. 3.11. Элементы протоколов на порівняльному ЕКГ:

а)- здорової людини; б) – людини з вадами серця

Элементы протоколов на экспериментальном комплексе ЕКГ, що розроблювався представлені на рис. 3.12



ЧСС, уд./мин.	R-R макс., мс	R-R мин., мс	R-R ср., мс	P, мс	P-R(P-Q), мс	QRS, мс	QT, мс	QTc, мс	Ось QRS, °
------------------	------------------	-----------------	----------------	----------	-----------------	------------	-----------	------------	---------------

а)



ЧСС, уд./мин.	R-R макс., мс	R-R мин., мс	R-R ср., мс	P, мс	P-R(P-Q), мс	QRS, мс	QT, мс	QTc, мс	Ось QRS, °
69	884	844	864	118	153	106	405	436	22

Заключение:
Ритм синусовый регулярный с ЧСС 69 уд/мин.
Горизонтальное положение электрической оси сердца.
Гипертрофия левого желудочка (по Корнелльскому вольтажному критерию)

Таблица измерений

	I	II	III	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6
P, мВ	0,09	0,14	0,06	-0,11	-0,02	0,09	0,03	0,02	0,06	0,08	0,10	0,10
P', мВ	0	0	0	0	0,02	0	-0,08	-0,06	0	0	0	0
Q, мВ	0	0	0	-0,65	0	0	0	0	0	0	0	0
R, мВ	0,62	0,69	0,08	0,04	0,28	0,38	0,06	0,09	0,39	2,55	1,06	1,71
S, мВ	0	-0,12	-0,16	0	0	-0,14	-1,43	-1,60	-1,98	-0,90	0	0
R', мВ	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
S', мВ	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
STj, мВ	-0,02	-0,03	-0,01	0,02	0	-0,02	0,09	0,10	0,08	-0,09	-0,03	-0,07
ST, мВ	-0,02	-0,02	0	0,02	0	-0,02	0,14	0,17	0,18	-0,07	-0,05	-0,08
T, мВ	0,06	0,11	0,05	-0,08	0	0,08	0,26	0,37	0,47	-0,09	-0,06	0
T', мВ	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,06	0
Q, мс	0	0	0	71	0	0	0	0	0	0	0	0
R, мс	90	66	20	36	88	62	22	24	37	55	88	69

б)

Рис. 3.12. Элементы протоколов на экспериментальном комплексе ЕКГ, що розроблювався

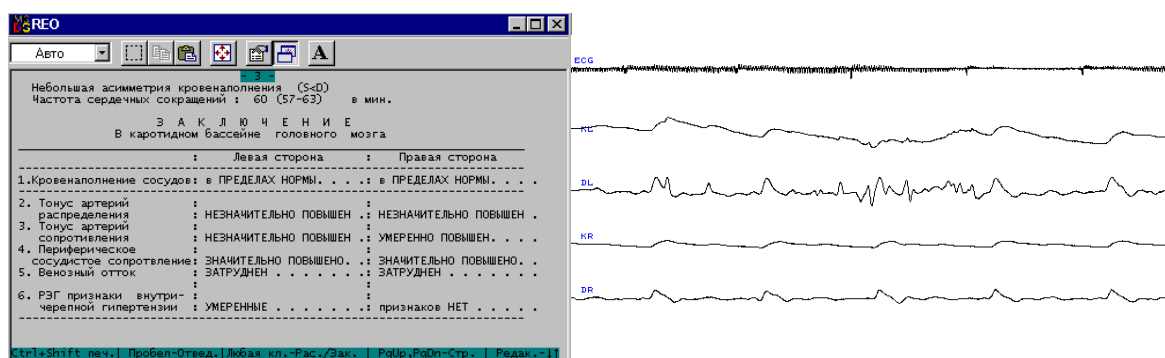
З приведених прикладів видно, що протоколи, виконанні експериментальним комплексом зручніші, інформативніші і точніші. Перед початком процедури ЕКГ-обстеження було увімкнено налаштування дрейфу ізолінії, що покращує якість подальшої обробки сигналу (наприклад, як видно на рис. 3.11, навдмінно від рис. 3.12, неправильно визначена електрична вісь серця).

При проведенні реографічного обстеження на порівняльній установці були помічені дефекти запису, що викликані похибкою людського фактору. Заключення були отримані недостатньо розгорнуті і точні. Конструкційні особливості побудови експериментального комплексу дало можливість збільшити ергономіку і зручність роботи, збільшити точність побудови автоматичного аналізу реограм.

Реограми, виконані на порівняльній (рис. 3.13 а) і експериментальній (3.13 б) установках приведені на рис. 2.13.

Слід відмітити, що перед побудовою автоматичної обробки реографічних кривих, при роботі із експериментальним комплексом лікар має можливість проконтролювати положення всіх діагностичних точок.

Особливістю ФПГ діагностики є те, що зазвичай вона використовується або як система моніторингу, або для допоміжної діагностичної методики (оксигеметрія). У даній роботі ФПГ використовується для оцінки ВСР, оцінки концентрації оксигемоглобіну, діагностики спазматичного стану судин (в динаміці або у осіб не доросліше 40 років). Використання ФПГ значно полегшує процес вивчення оптимальності терапевтичних призначень, динаміки стану організму для подальшого корегування лікувального процесу.



а)



Фоновая запись в покое
 Пульсовое кровенаполнение снижено в левом плече (27%), умеренно снижено в правом плече (17%), в норме в предплечьях.
 Скорость кровотока по артериям крупного калибра снижена в плечах, умеренно снижена в предплечьях.
 Скорость кровотока по артериям среднего и малого калибра умеренно снижена в левом плече, повышена в предплечьях, в норме в правом плече.
 Периферическое сосудистое сопротивление повышено в правом предплечье, умеренно повышено в левом предплечье, в норме в плечах.
 Тонус артериальных сосудов повышен в левом предплечье, умеренно повышен в плечах и в правом предплечье.
 Скорость распространения пульсовой волны от сердца умеренно снижена в плечах, в норме в предплечьях.
 Асимметрия амплитуды основной волны в плечах (слева меньше, чем справа на 16%).
 Тип кровообращения: магистральный во всех сегментах.

б)

Рис. 3.13. Порівняння результатів реографічного обстеження на прикладі реоенцефалограми : а) порівняльний реограф б) модуль для реографії експериментального комплексу

Висновки до розділу

У розділі були приведені загальні принципи роботи із розробленим ПЗ для програмних особливостей комплексу. Виділені можливості базових налаштувань діагностичних модулів.

Із рисунків видно, що комплекс досить гнучкий і пристосований для комфортної роботи лікаря-консультанта. Виділена можливість таких налаштувань, як швидкість руху реєструючої плівки, дрейф ізолінії, можливість підключення різних діагностичних пристроїв та модулів, широкий спектр апаратних та програмних налаштувань. Покращено систему контролю автоматичної інтерпретації діагностичних кривих шляхом можливості редагування положення діагностичних точок та інтервалів, виділення проміжків діагностичних кривих для аналізу із меншою кількістю артефактів.

Проведено порівняльний аналіз роботи ЕКГ, РЕО та ФПГ модулів розробленого комплексу для діагностики серцево-судинної системи порівняльними приладами: електрокардіограф та реограф «Міда», а також ФПГ серії Utas. Виділено, що робота із ПЗ, розроблений на описану ПА зручніша і призводить до більш точних та формалізованіших результатів.

РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ «РОЗРОБКА КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ ПАЦІЄНТА»

4.1. Опис ідеї проекту

Розглянувши в попередніх розділах використання діагностики серцево-судинної системи пацієнта, запропоновано побудова діагностичного комплексу, що складається з електрокардіографу, реографу та фотоплетизмографу під керуванням розробленої програмної структури, що дозволяє розширення комплексу новими діагностичними методами.. В цьому розділі буде проведено аналіз стартап-проекту, який визначить змоги даного продукту вийти на ринок і конкурувати з продуктами, що вже зайняли на ньому своє місце.

Таблиця 4.1.Опис ідеї стартап-проекту.

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Створення діагностичного комплексу, що складається з електрокардіографу, реографу та фотоплетизмографу під керуванням розробленої програмної структури, що дозволяє розширення його новими діагностичними методами	1. Застосування одразу в різних галузях (електрокардіографія, реографія та фотоплетизмографія)	Об'єднуючи в собі одразу три напрямки (електрокардіографія, реографія та фотоплетизмографія), дозволяє мінімізувати час проведення діагностичних досліджень, отримуючи при цьому більше вичерпних даних про стан пацієнта.
	2. Розробка програмної структури системи обробки інформації	Підвищення ефективності отриманих даних за рахунок їх диференціації та обробки основних параметрів, що дозволить більш точно встановити діагноз пацієнта

Отже, пропонується розробка програмно-апаратного комплексу для діагностики функціонального стану організму пацієнта, що містить методики для дослідження серцево-судинної системи і дозволяє під'єднання додаткових діагностичних приладів

Далі проведено аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї порівняно із пропозиціями конкурентів:

– визначаємо попереднє коло конкурентів (проектів-конкурентів) або товарів-аналогів, що вже існують на ринку, та проводимо збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку;

– проаналізуємо пропонований проект для власної ідеї щодо сильних, слабких та нейтральних характеристик порівняно з конкурентами (табл. 4.2). Такими конкурентами визначено:

Конкурент 1– Медична інформаційна система CORBAMed;

Конкурент 2– Медична інформаційна система на основі платформи DCOM;

Конкурент 3– Медична інформаційна система на основі концепції стандарту ENV 12967-1 HIS A.

Таблиця 4.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту.

№ п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів				W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проєкт	Конкурент 1	Конкурент 2	Конкурент 3			
1	2	3	4	5	6	7	8	9
1.	Використання декількох діагностичних приладів	-	+	+	+			+
2.	Створення бібліотек діагностичних даних	+	+	+	-			+
3.	Розробка власного інтерфейсного ПЗ	+	+	-	-	+		
4.	Наявність єдиних стандартів побудови ПЗ	+	-	-	-	+		
5.	Використання єдиного програмного забезпечення	+	-	-	-		+	

Після проведення порівняння характеристик проекту з конкурентами був отриманий перелік сильних, слабких та нейтральних характеристик і властивостей ідеї потенційного товару, що показує його конкурентну здатність на ринку

4.2. Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу проведено аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею створення проекту.

Визначено технологічну здійсненність ідеї проекту, яка передбачає аналіз таких складових (таблиця 4.3):

Таблиця 4.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту.

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Створення діагностичного комплексу	Застосування електрокардіографу, реографу та фотоплетизмографу	Наявні, але потребують програмного об'єднання	Доступні
2	Створення діагностичного комплексу	Спеціальні уніфіковані бази даних	Потребують незначних доопрацювань	В повному об'ємі недоступні, лише демо-версії
3	Створення діагностичного комплексу	Готові програмні системи обробки інформації	Наявні, потребують незначних доопрацювань	Доступні

Проаналізувавши таблицю можна зробити висновок, що даний проект може бути реалізований, тому що всі необхідні технології реалізації даних ідей наявні, але обмежена можливість їх реалізування через складність реалізації уніфікованих баз даних. Необхідно залучити спеціалістів з програмування для реалізації даного проекту.

4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначаємо ринкові можливості, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкові загрози, які можуть перешкодити його реалізації.

Це дозволяє спланувати напрями розвитку проекту із урахуванням стану ринкових потреб, потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів. Спочатку проведемо аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка ринку (таблиця 4.4).

Таблиця 4.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту.

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	3
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	700 000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Рівень уніфікації результатів досліджень, легкість роботи з програмним забезпеченням
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Не змінна
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	40%

За результатами оцінювання ринок має гарний попит та динаміку, на запропонований продукт, тому можливо зробити висновок, що продукт може ввійти у ринок, хоча на ринку вже є вітчизняні та іноземні конкуренти, але за допомогою легкості освоєння та нової системи обробки інформації можлива конкурентоспроможність.

Далі визначаємо потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та формуємо орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи (табл. 4.5).

Таблиця 4.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту.

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	2	3	4	5
1	Діагностичний комплекс	Підприємства з виготовленням медичного обладнання	- компактність приладів - ціна приладів	до продукції:- можливість швидкої заміни приладів; - швидке налаштування бібліотек даних;
2	Зменшення часу діагностики	Підприємства з виготовленням медичного обладнання	- швидкість та ефективність обробки інформації	до продукції: - простота використання;- можливість редагування;

				до компанії постачальника: - швидке налаштування програмного забезпечення.
3	Результати діагностики пацієнта	Підприємства з виготовленням медичного обладнання	- використання людиною, яка не володіє відповідними знаннями; - наявність зрозумілого інтерфейсу;	до продукції: - простота використання; - доступний інтерфейс; до компанії постачальника: - швидке налаштування програмного забезпечення.

Отже потенційною групою клієнтів продукту мають стати медичні установи, які вже мають відповідне діагностичне обладнання, або ті, які хочуть зменшити час та підготовку до проведення діагностики .

При застосуванні даної технології існують певні загрози. Працювати з таким обладнанням та програмою повинні висококваліфіковані фахівці. Також, повинно своєчасне технічне обслуговування даного медичного обладнання та програмного продукту (таблиця 4.6).

Таблиця 4.6.Фактори загроз.

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Збут	Покупець обирає постачальників за якістю роботи системи	Необхідно пропонувати дану систему невеликим медичним закладам, які мають на меті скоротити видатки на діагностичне обладнання
2	Корисність	Може не відповідати вимогам певних медичних установ	Пропонувати системи на медичним установам, які використовують застарілі системи
3	Конкуренція	Наявність необхідних приладів	Безкоштовне тестування системи для зацікавлення покупців
4	Обладнання	Застаріле програмне забезпечення	Застосування нового наявного інформаційного та програмного забезпечення
5	Результативність	Невідповідність міжнародним інформаційним протоколам	Забезпечення видачі інформації відповідно до наявних протоколів

В таблиці 3.6 було приведено визначення факторів можливостей загроз які перешкоджають вийти на ринок даному проекту, а також реакцію на ці фактори, щоб мінімізувати їх вплив.

Але поряд із колом загроз існують і певні можливості (таблиця 4.7).

Таблиця 4.7. Фактори можливостей.

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	2	3	4
1	Наукова новизна	Універсальність застосування та виду вихідних даних	Проводити оновлення, майстер-класи з навчання роботи програми
2	Корисність	Може сприяти скороченню числа різних спеціалістів	Переорієнтування спеціалістів в інші області діагностики пацієнта
3	Методика застосування комплексу	Скорочення терміну проведення процедури	Можливість підвищення кількості діагностованих пацієнтів
4	Удосконалення продукту	Потреба вчасного вдосконалення продукту ПЗ	Модернізація продукту, розробка нових ідей
5	Економічність	Політика протекціонізму; підтримка інноваційного виробництва ПЗ.	Підвищення/пониження ціни на продукт; зменшення податкового тиску

В таблиці 4.7 було приведено визначення факторів можливостей які будуть сприяти нашому продукту для виходу його на ринок збуту, а також реакцію на них.

Таблиця 4.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1	2	3
1. Тип конкуренції - олігополія	Характеризується невеликою кількістю медичних фірм (до 10), що не дають вийти на ринок меншим фірмам, а також контролюють цінову політику але при змові з іншими олігополістами. Головною рисою олігополії є те, що кількість медичних фірм дуже незначна відносно ринку, що кожна з цих фірм визнає тісний взаємозв'язок одна з одною	Пропонувати даний комплекс закладам, що спеціалізуються на діагностиці стану пацієнтів, при цьому мають на меті скоротити затрати на купівлю обладнання та підготовку діагностичних кабінетів.

2. За рівнем конкурентної боротьби- локальний	Характеризується місцем використання комплексу	Пропонувати спрощений для розуміння, але більш наповнений важливими діагностичними даними рівень діагностики
3. За галузевою ознакою - внутрішньогалузева	Характеризується однією галуззю використання	Пропонувати спрощений для розуміння, але більш наповнений важливими діагностичними даними рівень діагностики
4. Конкуренція за видами товарів: - товарно-родова	Характеризується товарами одного виду	Пропонувати спрощений для розуміння, але більш наповнений важливими діагностичними даними рівень діагностики
5. За характером конкурентних переваг - нецінова	Проводиться головним чином за допомогою вдосконалення системи отримання даних, методу діагностики, патентування і брендуння і умов її продажу, «сервізації» збуту.	Використовувати одну систему ПЗ для для спрощення порівняння результатів
6. За інтенсивністю - не марочна	Торгова марка дуже не значна, але може бути присутньою на ринку	Створити бренд, який буде легко запам'ятовуватись

В даній таблиці можливо побачити аналіз ринка збуту для нашого продукту, а також маємо змогу визначити загальні риси конкуренції на ньому.

Після аналізу конкуренції проведемо більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі.

Таблиця 4.9. Аналіз конкуренції в галузі

	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
Складові аналізу	- CORBAMed - DCOM - ENV 12967-1 HIS A	- HELIOS - EDIFACT	-Европа -СНГ	Медичні установи	Системи побудовані на основі сукупності декількох приладів
Висновки:	Конкурентна інтенсивність з боку прямих конкурентів – є значною	- Маємо можливість виходу на ринок - є потенційні конкуренти Строки виходу системи на ринок – 2018-2019	Постачальники встановлюють вимоги роботи на ринку: - готові до використання	Клієнти встановлюють вимоги роботи на ринку: - Простота використання комплексу;	Лімітування з метою діяльності в торзі за допомогою приладів-сурогатів

			діагностичні комплекси; - надання високих гарантії.	- Простота інтерфейсу та роботи з ПЗ	
--	--	--	--------------------------------------------------------	--------------------------------------	--

Таким чином, відповідно до наведеного вище аналізу основними факторами, що діють у конкурентній боротьбі в сфері, вважаються постачальники і покупці. Крім того без винятку найбільшого значення набуває насиченість конкурентної боротьби серед суперниками. Таким чином в межах структурного підходу до аналізу конкуренції тип конкуренції – олігополістична конкуренція.

Після всіх аналізів визначається та обґрунтовується перелік факторів конкурентоспроможності. Поки проект не впроваджено в життя, це важко зробити точно, можна дати лише попередню оцінку конкурентоспроможності.

Таблиця 4.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності.

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Конструкція комплексу	Містить у собі одразу три прилади
2	Єдиний блок живлення	Спрощує підключення пристрою до мережі
3	Метод представлення інформації	Надає вичерпну інформацію одразу з трьох приладів
5	Рівень мови створення ПЗ	Зменшення кількості артефактів
7	Можливість редагування інтерфейсу програми	В головному коді програми
8	Робота з ПЗ	Представлення помічника роботи з ПЗ
9	Простота використання	Можна використовувати не будучи спеціалістом в даній предметній області

В таблиці 4.10 на основі аналізу проведеного в таблиці 4.9 визначено та обґрунтовано фактори конкурентоспроможності нашого проекту.

Таблиця 4.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «моделі ВС».

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з моделлю ВС						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1	Апаратні складові комплексу	3						+	
3	Різновид приладів	1					+		
4	Підхід побудови алгоритмів обробки інформації	0			+				
5	Універсальний мат-апарат	3					+		

6	Можливість доповнення та редагування	0					+		
7	Наявність телеметричного модуля	1			+				
8	Дтримання міжнародних мед. стандартів	2			+				
9	Простота використання	3						+	

Порівняльний аналіз сильних і слабких сторін показав, що довговічність, надійність і час роботи, за тієї ж ціною що, дає перевагу над іншими конкурентними продуктами і тому проект може стати конкурентоспроможним на ринку та зайняти свою нішу на ньому.

Таблиця 4.12. SWOT- аналіз стартап-проекту.

Сильні сторони: - використання спеціалізованих мов програмування;	Слабкі сторони: - розробка власного інтерфейсу ПЗ; - розробка конструкції комплексу
Можливості: - попит; - корисність; - отримання замовлень від нових клієнтів; - збільшення продажів;	Загрози: - збут; - конкуренція; - поява якісніших технологічних рішень у конкурентів; - втрата клієнтів через недостатню технічну підтримку;

В таблиці 4.12 показано переваги та недоліки проекту. А також загроз та можливостей на ринку, який був складаний на основі факторів переваг та недоліків які ми склали раніше. Ринкові переваги та недоліки на відміну від факторів ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення, тому SWOT-аналіз допоміг зрозуміти, які чинники заважають розвитку компанії, зменшують її дохід та становлять загрозу в майбутньому. А побачивши можливості, які є на ринку, організація сфокусували свої сили та переваги для розширення власної ніші.

На основі SWOT-аналізу буде розроблено альтернативи поведінки ринкових відносин для виведення стартап-проекту на ринок та буде приведений орієнтовний час виведення стартап-проекту на ринок, з аналізом конкурентів, які вже є на ринку.

Таблиця 4.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту.

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Стратегія нейтралізації ринкових загроз перевагами стартапу	85%	1 рік
2	Стратегія заміни недоліків стартапу наявними ринковими можливостями	65%	1 рік

Проводимо аналіз розроблених нами альтернатив ринкового впровадження і з даних альтернатив буде обирати ту яка має більшу ймовірність отриманих ресурсів та в якій менший строк реалізації. Так як строки реалізації однакові, то буде вибрана стратегія нейтралізації ринкових загроз перевагами стартапу, бо вона має більшу ймовірність.

4.4. Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів.

Таблиця 4.14. Вибір цільових груп потенційних споживачів.

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Медичне приладобудування	85%	95%	80%	18%
Які цільові групи обрано: Стратегія концентрованого маркетингу					

За результатами аналізу потенційних груп споживачів ми обрали цільові групи, для яких буде запропонована програма, для оптимізації. Було визначено стратегію: стратегія концентрованого маркетингу.

Для роботи в обраному сегменті ринку необхідно сформулювати базову стратегію розвитку.

Таблиця 4.15. Визначення базової стратегії розвитку.

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
	Стратегія спеціалізації	Стратегія спеціалізації	Передбачає охоплення деяку нішу одного сегменту, а не охоплення цілого ринку. Метою буде надання послуг більш зручного, дешевшого та якісного рівня ніж у конкурентів на ринку	Стратегія спеціалізації

За базову стратегію розвитку було взято стратегію спеціалізації, яка передбачає концентрацію на потребах деякої цільової аудиторії, ніж охоплення усього ринку.

Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (табл. 4.16).

Таблиця 4.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки.

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
	Ні	Пошук нової цільової аудиторії.	Так - методологію - схожість систем - розробка конструкції комплексу - розробка програмного забезпечення комплексу	Стратегія заняття конкурентної ніші

За базову стратегію конкурентної поведінки була прийнята стратегія зайняття конкурентної ніші, коли компанія намагається зайняти деякий сегмент ринку, а не намагатися захопити його. Головною метою компанії при цьому буде – постійна підтримка своєї конкурентоспроможності, формування прихильності споживачів, оновлення ПЗ та її технічна підтримка.

На основі вимог споживачів з обраного сегменту до постачальника і продукту, а також в залежності від стратегії розвитку та стратегії конкурентної

поведінки розробляємо стратегію позиціонування яка буде відображати ринкову позицію, за яким споживачі мають ідентифікувати проект.

Таблиця 4.17. Визначення стратегії позиціонування.

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	База даних	Стратегія спеціалізації	- Наукова новизна - Метод отримання нових даних	- Позиціонування за співвідношенням "ціна – якість" - Позиціонування за сферою використання - Стратегія позиціонування за однією ознакою
2	Ефективність та швидкість застосування	Стратегія спеціалізації	Корисність - Своєчасне оновлення ПЗ	
3	Представлення результатів проектування	Стратегія спеціалізації	- Вид представлення	

Компанія за стратегію розвитку обрала свою спеціалізацію, і цільовою групою було обрано медичні установи та підприємства медичного приладобудування, хоча у цих підприємств вже є постачальники, але за рахунок нових технологій можливо буде переманити деяких клієнтів від конкурентів та реалізувати цим свою конкурентну перевагу.

4.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Під час розроблення маркетингової програми першим кроком є розробка маркетингової концепції товару, який отримає споживач. У таблиці 4.18 підсумовуємо результати аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 4.18. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару.

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	2	3	4
1	Апаратні складові комплексу	Один комплекс	Можливе зменшення ваги та габаритів комплексу
2	Різновид приладів	Здійснює швидке та якісне перетворення інформації	+
3	Підхід побудови алгоритмів обробки інформації	Наявність рівневої,	Можливе використання моделі «документ-подання»

		багатоланкової архітектури	
4	Універсальний мат-апарат	Прямий підхід до вибору інформації	Повна уніфікація механізму роботи з даними
5	Можливість доповнення та редагування	Відповідність загальним вимогам SOM+	Можливе оновлення до більш сучасної версії
6	Наявність телеметричного модуля	Підключення модуля	+
7	Дотримання міжнародних мед. стандартів	Концепція системної архітектури	Створити трьохрівневої структурної моделі обробки інформації
8	Простота використання	Автоматичне збереження даних	Автоматичне поповнення новими матеріалами, їх структуризація та надання рекомендацій для лікаря
9	Апаратні складові комплексу	Можна використовувати не будучи спеціалістом в даній предметній області	+

За рахунок ключових переваг товару і стратегії диференціації, що передбачає надання товару важливих з точки зору споживача відмінних властивостей за такою ж ціною як і у конкурентів буде розроблено маркетингову програму стартап-проекту.

Таблиця 4.19. Опис трьох рівнів моделі товару.

Рівні товару	Сутність та складові
I. Товар за задумом	Створення діагностичного комплексу
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики
	1. Медично-діагностичний комплекс
	2. Комп'ютерна програма
	3. Довговічність (Зз міжнародними стандартами)
	4. Надійність (Забезпечення параметрів напрацювання на відмову)
	5. Оптові знижки (Знижки постійним клієнтам)
	Якість: довідники, нормативи.
	Пакування: Надійний бокс.
	Марка: QRST-Diagnostics
III. Товар із підкріпленням	До продажу: доставка, налаштування.
	Після продажу: обслуговування

В таблиці 3.19 створено три - рівневу модель нашого товару, що включає задум товару, основі характеристики готового товару, спосіб його поширення та налаштування.

Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватися при встановленні ціни на потенційний товар, це передбачає аналіз цін товарів конкурентів, та доходів споживачів продукту (табл. 4.20).

Таблиця 4.20. Визначення меж встановлення ціни.

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	30000 грн	100000грн	50000грн	15000-30000 грн

В даній таблиці розглянуто ринкові ціни на товари аналоги та замінники, а також середній рівень доходів споживачів. За отриманими даними буде встановлена верхній та нижній рівень цінової політики .

Таблиця 4.21. Формування системи збуту.

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Звична купівля з деякими модифікаціями. Вона передбачає придбання дещо змінених товарів (послуг), або зміну ціни на товар (послугу), або зміну кількості постачання).	Доставка товару покупцю, його налаштування та встановлення.	Канал нульового рівня	Власна система збуту. Виробник безпосередньо продає товар клієнту і використовує три способи прямого продажу : - Торгівля через магазини - Посилкова торгівля - Онлайн сервіси

Спираючись на специфіку ринкових відносин для цільових клієнтів було обрано власну систему збуту, коли виробник безпосередньо продає товар клієнту через торгівлю в магазинах, посилками чи в онлайні. Також заглибину каналу збуту було обрано канал нульового рівня, тому що компанія хоче мати безпосередній контакт с покупцями.

Таблиця 4.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Бути на зв'язку	- електронна пошта - моб. телефон	Якісна діагностика пацієнтів	Зацікавити у виборі приладу (комплексу)	«Швидко, якісно, достовірно, надійно»

Висока якість продукту є головною перевагою продукту, за рахунок якого він буде конкурентоспроможним на ринку.

Спираючись на специфіку закупівельної поведінки цільових клієнтів було обрано власну систему збуту, коли виробник безпосередньо продає товар клієнту.

Ціноутворення відбувається на основі аналізу товарів – аналогів і відбувається під час фінансово-економічного аналізу проекту з залученням експертів.

Висновки до розділу

Ринкова комерціалізація проекту опирається на попит у даній сфері, динаміку самого ринку, а також прибутковість роботи на ринку. Клієнти на ринку зазвичай купують звичайний товар з деякими модифікаціями, а саме зменшення ціни на сам товар або придбання уже змінених товарів, саме на таких клієнтів і розрахований даний стартап-проект, так як за рахунок створеної програмної системи наявне динамічне підключення приладів для реєстрації та обробки медичних діагностичних сигналів, підключення декількох пристроїв одночасно, врахована наявність телеметричного модуля за дотримання міжнародних медичних і інформаційних стандартів, тому такий комплекс матиме переваги при роботі порівняно із товарами конкурентів.

Практична реалізація розробленого комплексу для діагностики серцево-судинної системи дозволяє значно оптимізувати роботу медичного закладу, передбачено можливість розширення комплексу без необхідності побудови додаткового спеціалізованого програмного забезпечення.

Спираючись на специфіку закупівельної поведінки цільових клієнтів і розробивши власну систему збуту є хороші перспективи впровадження даного продукту на ринок. Проблематикою входження на ринок є кількість товарів-аналогів, які вже мають свою нішу на ринку, але порівняно із існуючими аналогами, розроблений комплекс і система діагностики відповідає стандартам медичної інформатики і є максимально універсальною і гнучкою для використання у будь-якому медичному закладі.

Впровадження на ринок розроблена на основі стратегії зайняття конкурентної ніші, компанія буде впроваджувати товар у деякому сегменті, а не на всьому ринку.

Отже, подальше впровадження нашого продукту на ринок є вигідною за рахунок сильних сторін продукту і наявного попиту на ринку.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У роботі було розглянуто важливу проблему оснащення медичних закладів, проблеми проектування медичних діагностичних систем, в тому числі проблеми стандартизації в області проектування медичних систем, що працюють у реальному часі. На основі аналізу можна зробити висновок, що в даний час не існує однієї універсальної методики, яка б задовольняла вимогам всім необхідним вимогам.

Запропоновано об'єднання трьох стандартних методик, а саме ЕКГ, ФПГ та реографії, як базових для побудови діагностичного комплексу для отримання інформації про стан пацієнта.

Основна проблема для побудови комплексного рішення для діагностики серцево-судинної системи полягає у розробці системи, яка б дозволила використання різних запропонованих приладів під керуванням одного програмного забезпечення, зробити вихідні дані універсальними. Розробка такої програми із вимогами універсальності, безумовно, зіштовхується із проблемою стандартизації, яка має ряд ускладнень і особливостей в області медичного програмного забезпечення.

Було побудовано архітектуру для систем реєстрації медико-діагностичної інформації. Розроблена функціональна схема комплексу для амбулаторної діагностики серцево-судинної системи. Було побудовано елементи математичного апарату для обробки електрокардіографічного та фотоплетизмографічного сигналів.

У роботі були розроблені основні технічні особливості програмної архітектури і технічні характеристики комплексу. Систему побудовано таким чином, щоб мінімізувати вимоги до продуктивності.

Програмна система дозволяє динамічне підключення приладів для реєстрації та обробки медичних діагностичних сигналів, підключення декількох пристроїв одночасно, врахована наявність телеметричного модуля за дотримання міжнародних медичних і інформаційних стандартів.

Програмна архітектура (ПА) побудована за трьохрівневим принципом, де до основних підсистем ПА слід віднести:

- Підсистему запису даних з діагностичних пристроїв;
- Підсистема візуалізації і друку діагностичних даних;
- Підсистема зберігання (накопичення) даних;
- Підсистема зовнішніх комунікацій.

Також у роботі було проведено огляд та аналіз роботи програмного забезпечення, розробленого на основі побудованої програми.

Практична реалізація розробленого комплексу для діагностики серцево-судинної системи дозволяє значно оптимізувати роботу медичного закладу, передбачено можливість розширення комплексу без необхідності побудови додаткового спеціалізованого програмного забезпечення.

Варто відмітити, що розроблена програма для комплексу, що розглядається відповідає стандартам медичної інформатики і є максимально універсальною і гнучкою для використання у будь-якому медичному закладі.

Список використаних джерел

1. Малихін А.В. Метод неінвазивного аналізу крові. Режим доступу: http://www.analizator-amp.com.ua/ru/about_amp/article-23.html
2. Омега-М. Руководство пользователя Режим доступу: <http://omega-m.ru/>
3. Нагин В.А. Распределенная компьютерная система сбора и математической обработки электрофизиологических сигналов. Автореферат диссертации.05.13.01-системный анализ, управление и обработка информации. М.: Московский государственный институт электронной техники, 2002.
4. Bronzino J. Biomedical Engineering Handbook, Biomedical Signals: Origin and Dynamic Characteristics; Frequency-Domain Analysis.- CRC Press.- 1999.- pp. 805-827
5. Е.В. Аксенов и др., Системы сбора и обработки электрофизиологической информации на основе сигма-дельта аналого-цифрового преобразования //Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. - №12-2001. - стр. 56-65.
6. Водолазский Л. А. Основы техники клинической электрографии.- Москва: Медицина.-1966.-270 с.
7. Шакин В. В. Вычислительная электрокардиография.-М.: Наука.-1981.- 166 с.
8. Дроздов Д. В. Персональный компьютер в качестве электрокардиографа — за и против. // М: Компьютерные технологии в медицине.-1996.-№1.-С. 18-23.
9. Metnitz P. G. H., Lenz K. Patient data management systems in intensive care - the situation in Europe. - Intensive Care Medicine, Springer-Verlag. -1995,21(7). - pp. 703-710.
10. ISO/IEC 7498: Information Technology - Open System Interconnection. - International Organization for Standardization. - Geneva.
11. Health Level 7. - ANSI Standard. - version 2.4,2000.
12. ENV 13606-1: Health informatics - Electronic healthcare record communication. -European committee for standardization.

13. IEEE 1073: Standard for Medical Device Communications. Overview and Framework.-The Institute of Electrical and Electronics Engineers, 1996.
13. Booch G. Object Solutions.-Addison-Wesley, 1996.- 322 p.
14. Shaw M., DeLine R., Klein D., Ross T., Young D., Zelesnik G. Abstraction for Software Architecture and Tools to Support Them. - IEEE Transactions on Software Engineering. - Vol. 21, No. 4.- 1995.
14. Селищев СВ. Автоматизированное проектирование биомедицинских электронных систем // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника.- М.: №12, 2001. - с. 5-17.
17. Роджерсон Д. Основы COM. - М: Русская редакция ТОО " Channel Trading Ltd.". -1997
18. The component object model specification. - Draft Version 0.9. Microsoft-1995.
19. Box D. Essential COM.- Addison Wesley Longman, Inc, 1998.
20. Чаппел Д. Технологии ActiveX и COM. - Microsoft Press- 1997.
21. Хабибуллин И.Ш. Создание распределенных приложений на Java 2 // М.- 2002 г. 704 стр.
22. СОВДАЛЮР 2.2 Specification. - OMG. - version 2.2. - June, 1998.
23. CEN/TC251/N98-108: Short strategic study: enabling technologies - CORBA and COM/DCOM, Final Report. -TC251 Secretariat. -Brussels, Belgium. - 1998.
24. Recommendations for HL7 messaging over component technologies.-HL7 Committee.-ver. 1.0.-1998.
25. Jean F.C., и д.р. The HELIOS medical connection services // Computer methods programs.biomed.- 1994;45- pp. 117-126.
26. Lavril M., и д.р. A Reuse oriented development database: The HELIOS object information system // Comput. methods programs biomed., 1994, pp. 35-45. 135
17. Wiederhold G, Mediators in the architecture of future information systems// IEEE Computer, 1992: 25 (3): 38-49.

18. Xu Y., Degoulet P. Using XML in a component based mediation architecture for the integration of applications // CD-ROM Proceedings of International Conference "XML Europe-2001".- Berlin.- May, 2001.

29. ActiveX for Healthcare messaging, Programmer's guide.- Microsoft Healthcare user group, ActiveX for Healthcare Committee, version 1.60, November 1998.

30. CEN ENV 12967-1: Healthcare Information System Architecture (HISA) - Part 1: Healthcare Middleware Layer- European Prestandard. - CEN- 1998.

31. Ferrara F.M. The standard "Healthcare Information Systems Architecture" and the DHE middleware // Int. J. med. Inf. 52 (1998), p. 39-51.

32. Нагин В.А., Потапов И.В. Применение технологий OLE и COM в разработке программного обеспечения медицинских информационных систем.// Тезисы докладов Всероссийской межвузовской конференции студентов и аспирантов «Микроэлектроника и информатика-98», - М., 1998, — ч. 1, с. 201.

33. B. Cesnik, A.T.McCray, J.-R. Scherrer (Eds.) Systems // MEDINFO 98 . - IOS Press, Amsterdam, 1998, p. 217-21.

34. Spahni S., Scherrer J.R., Sauquet D., Sottile P.A. Middleware for healthcare information systems// In:MEDINFO 98. - IOS Press - Amsterdam, 1998,pp. 212-16.

35. Nagin.V.A, Potapov I,V, Selishchev S.V. A universal object-oriented medical database system // CD-ROM proceeding of 23 IEEE International conference on engineering in medicine and biology. - Istanbul, October 25-28,2001.

36. Sakellaris George C.Fotiadis D.I. ;XmedIA Communication System: An XML driven medical image processing and archiving environment // // CD-ROM Proceedings of 23rd IEEE International conference on engineering in medicine and biology. - Istanbul, October 25-28,2001.

37. Нагин В.А., Потапов И.В., Прилуцкий Д.А., Селищев СВ. Программная система для ЭКГ на основе компонентной архитектуры СОМУ/ Тезисы докладов международной конференции по биомедицинскому приборостроению «Биомедприбор-98», - М.,1998 - с. 215-217.

38. Нагин В.А., Потапов И.В. Программный комплекс для компьютерной электрокардиографии на основе компонентной архитектуры COM// Тезисы докладов Международного симпозиума "Компьютерная электрокардиография на рубеже столетий XX-XXI". - Москва, 27-30 апреля 1999.-с. 270-272.
39. Scherrer J.R., MD, Spahni S., Healthcare Information System Architecture (HISA) and its Middleware Models// ImMEDINFO 98.- IOS Press- Amsterdam 1998. - pp. 212-16.
40. Мурашко В.В. Электрокардиография: учебн. пособие/ В.В. Мурашко, А.В. Струтинский.-8 изд.-М.:МЕДпресс-информ, 2007.-320 с.
41. Батутина В.М., Комаровских Е.Н. Обработка реографических данных в задаче диагностики глаукомы. Электронный журнал «Исследования России №4 2002. С.1081-1091
42. Павлов С.В. Фізичні основи біомедичної оптики: монографія/С.В. Павлов, В.П. Кожемяко, П.Ф. Колісник та ін.-Вінниця:ВНТУ, 2010.-152 с.
43. Крачтен Ф. Введение в Rational Unified Process, 2-е изд.: пер. с англ. - М.:Издательский дом «Вильямс», 2002.-240 стр.
44. Буч Г., Рамбо Д., Джекобсон А. UML: руководство пользователя: пер. с англ. - М.: ДМК, 2000.- 432 с.
45. Волкова В.Н., Денисов А.А. Основы теории систем и системного анализа. - изд. 2-е.- СПб.: СПбГТУ, 1999.-512 с.
46. Буч Г. Объектно-ориентированный анализ и проектирование с примерами приложений на C++-СПб.: Бином.- 1998-560 с.
47. Потапов И.В., Нагин В.А. Использование сервиса USSD в сетях GSM для задач телемедицины //Тезисы докладов Международной научно-технической конференции «Электроника и информатика-2002», - М., 2002.
48. Потапов И.В., Нагин В.А., Селищев СВ. Применение микропроцессорных smart-карт для защиты данных медицинских приложений// Труды международной конференции по биомедицинскому приборостроению - «Биомедприбор-2000», — М.,2000-ч. 2. с. 217-218

49. Нагин В.А. Система защищенного хранения медицинских данных // Тезисы докладов Всероссийской межвузовской конференции студентов и аспирантов «Микроэлектроника и информатика-2002», - М.,2002. - с. 85.

50. Гома Х. Проектирование систем реального времени, распределенных и параллельных приложений: Пер. с англ. - М.:ДМК Пресс,2002. - 704 с.

51. Michael R. Garey and David S. Johnson. Computers and Intractability: A Guide to the Theory of NP-Completeness.-W. H. Freeman and Company.-New York. - 1979.

52. Walid A. Najjar, Edward A. Lee,Guang R. Gao Advances in the data flow computational model, // Parallel Computing, 25 (1999). - Elsevier, pp. 1907±1929,

53. Lee E. A. and Messerschmitt D. G. Static scheduling of synchronous data flow Programs for Digital Signal Processing// IEEE Trans, on Computers. - January 1987. -с-36(2).

54. Halbwachs N., P. Caspi, P. Raymond, and Pilaud D. The synchronous data flow programming language LUSTRE.// Proc. of the IEEE, 79(9).- pp. 1305-1321. - Sept. 1991.

55. Нагин В.А. Планирование вычислительных процессов в компьютерных биомедицинских системах// Тезисы докладов Международной конференции «Электроника и Информатика - 2002», Москва, Зеленоград.

56. Sha L., Goodenough J.B. Real-time scheduling theory and Ada // IEEE Computer, 23, no. 4.-1990.

57. Ida T., Tanaka J. Functional programming with streams. - Information Processing '83. -Elsevier Science pubs. - 1993.

58. Franco J., Friedman D. P., and Johnson S. D., Multi-way streams in scheme. -Comput. Lang., Vol. 15, No. 2.-pp. 109-125.-1990.

59. Chang W.T., Ha S., Lee E. A., Heterogeneous simulation—mixing discrete-event models with dataflow// Journal of VLSI Signal Processing 15.-127-144 (1997).- Kluwer Academic Publishers.

60. Шибанов Г.П. Количественная оценка деятельности человека в системах «человек-техника» - М.: Машиностроение, 1983 - 263 с.

61. Lee E. A., Murthy P. K. Multidimensional synchronous dataflow// IEEE Transactions on Signal Processing - July 2002.
62. IEEE 754-1985: Standard for Binary Floating-Point Arithmetic. - IEEE. - 1985.
63. Shuvra S. Bhattacharyya Edward A. Lee A Memory management for dataflow programming of multirate signal processing algorithms.- IEEE Transactions on Signal Processing, Vol. 42, No. 5. - May 1994.
64. Гультяев А. К. MATLAB 5.3. Имитационное моделирование в среде Windows. //М.: Корона Принт, - 2001 - 400 с.
65. Таха Х.А., Введение в исследование операций, 6-е издание: пер. с англ. - М: Издательский дом «Вильямс», 912 с.
66. Friesen G.M., Jannett T.C, Jadallah M.A., Yates S.L., Quint S.R., Nagle H.T, A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms// IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-37, pp. 85-98, 1990.
67. Павлов С.В. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи. Монографія./С.В. Павлов, В.П. Кожемяко, В.Г. Петрук, П.Ф. Колісник-Вінниця:УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007.-254 с.
68. Нагин В.А., Селищев СВ. Методика анализа QRS-комплексов для ЭКГ// Материалы I Евразийского конгресса по медицинской физике и инженерии, часть XI,"Математические, компьютерные и информационные технологии в медицине"// Медицинская физика. -М.:2001. -с 78.
69. Pan J., Tompkins, A real-time QRS detection algorithm// IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-32, pp. 230-236,1985.
70. Kaplan D., Simultaneous QRS detection and feature extraction using simple matched filter basis functions// Computers in Cardiology- IEEE Computer Society Press. - 1990, pp.503-506.
71. Li C, Zheng C, Tai C. Detection of ECG characteristic points using the wavelet transform// IEEE Trans. Biomed. Eng., 1995;42: pp.21-28.

72. Xue Q., Hu Y. H., and Tompkins W. J., Neural-network- based adaptive matched filtering for QRS detection// IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-39(4): pp. 317-329,1992.

73. Mahalingam N., Kumar D., Neural networks for for signal processing applications: ECG classification// Australas. Phys. Eng. Sci. Med.,vol. 20, no. 3, pp 147-151,1997.

74. Trahanias, P.; Skordalakis, E. Syntactic pattern recognition of the ECG// IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, July 1990, vol.12, (no.7): pp 648-657.

75. Kohler B., Hennig C, Orglmeister R., The principles of software QRS detection// IEEE Engineering in Medicine and Biology, No.1, 2002,pp. 42-57.

76. Intel Signal Processing Library, Library Manual. - Intel Corp. - 1995.

77. Нагин В.А., Потапов И.В., Селищев СВ. Алгоритм выделения QRS-комплексов для ЭКГ-систем реального времени // Материалы 4 международной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии-2000»,- - Владимир, 2000. - ч. 1, с. 201-204.

78. Нагин В.А., Селищев СВ. Выделение QRS-комплексов в ЭКГ-системах реального времени // М: Медицинская техника. - 2001. - № 6- с. 18-23.

79. Нагин В.А., Потапов И.В., Селищев СВ. Выделение QRS-комплексов в компьютерных ЭКГ-системах // Труды международной конференции по биомедицинскому приборостроению - «Биомедприбор-2000», - М.,2000 - ч. I.e. 120-121.

80. Oppenheim, A.V., and R.W. Schafer, Discrete-Time Signal Processing, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1989,

81. Haykin S. Adaptive Filter Theory, 3rd ed Englewood Cliffs//NJ: Prentice Hall, 1996.

82. Sedaaghi M. H., ECG wave detection using morphological filters.- Applied Signal Processing, Springer-Verlag, London. - 1998.- vol.5.- pp. 182-194.

83. Нагин В.А., Потапов И.В., Селищев СВ.,Шарф В. Программный комплекс сбора и математической обработки ЭКГ-данных на основе

компонентной архитектуры СОМ. // М.: Медицинская техника.-2001.-№1. - С. 3-7.

84. Нагин В.А., Потапов И.В. Высокопроизводительная компонентная архитектура цифровой обработки сигналов для систем компьютерной электрокардиографии //

85. Нагин В.А., Потапов И.В., СВ. Селищев. Система удаленного доступа к данным медицинских приложений на основе микропроцессорных smart-карт// Материалы 4 международной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии-2000», - Владимир, 2000. - ч. 2, с. 122-124.

86. Куцевич Н.А Средства визуализации в системах реального времени// CD-ROM Proceedings of ICSNET'99. -Moscow, 1999.

87. American national standard: ambulatory electrocardiographs. Arlington, VA: ANSI/AAMI;1994.EC38.

88. Плотников А. В., Прилуцкий Д. А., Селищев С. В. Стандарт DICOM в компьютерных медицинских технологиях. // М: "Медицинская техника".-1997.- №2.-С. 18-24.

89. A. Vaerri, B. Kemp, T. Penzel, A. Schloegl, Standards for biomedical signal databases. -IEEE Engineering in medicine and biology mag. - vol. 20, No. 3,2001. - pp. 33-44.

90. ASTM E1467-94: Standard specification for transferring digital neuropsychological data between independent computer systems- American Society for Testing and Materials ASTM, 1994.

91. CEN ENV 1064. Standard Communications Protocol for Computer-Assisted Electrocardiography// European Committee for Standardisation (CEN), Brussel, Belgium, 1996.

92. Нагин В. А. Применение стандарта SCP-ECG в компьютерной электрокардиографии// Тезисы докладов II Всероссийской конференции с международным участием «Электроника и информатика-97», - М., 1997 - ч. 2, с. 144.

93. CEN\TC251\PT-40: File exchange format for vital signs, Interim Report, Revision 2.-TC251 Secretariat. - Sweden. - 2000.
94. CEN ENV 13734: Vital Signs Information Representation. - CEN. -Brussels, Belgium, 2000.
95. Hellmann G., Kuhn M., Prosch M, Spreng M, Extensible biosignal (EBS) file format -simple method for EEG data exchange // EEG clinic. Neurophysiol., in press, 1996.
96. Cunha, M.B., Cunha, J.P. and Oliveira e Silva, T. SIGIF: A digital signal interchange format for biological signals// Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE Engineering Medicine and Biology Society, 1993, 2:644-5.
97. Яковенко І.О., Ключко т.р., Леус О.О. Визначення макроелементів K^+ , Ca^{++} , Na^+ у крові дитини з подальшим оцінюванням гомеостазу організму // Вісник НТУУ "КПІ". Серія приладобудування. – 2009. – Вип. 38. – С.155-160.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Аналіз біомедичних програмних систем на основі компонентної програмної архітектури

Стандартним підходом до проектування програмних систем є застосування монолітної архітектури, що містить у собі всі необхідні функції, закладені на етапі розробки. Подібні системи звичайно проектуються й реалізуються за допомогою тієї або іншої мови високого рівня, що підтримує ООП. Така архітектура не відрізняється гнучкістю, тому що неможливо зробити модернізацію системи без її заміни цілком. З іншого боку, такі монолітні додатки порівняно надійні, тому що на їхнє налагодження затрачається досить багато часу. Однак такий рівень надійності вдається зберегти лише до внесення яких-небудь змін й удосконалень у систему, після чого фактично доводиться тестувати весь додаток цілком. Приклад монолітної архітектури додатка наведений на Рис. А.1. У даній схемі функціональність системи, яка властива методам об'єктно-орієнтованого проектування, реалізована набором статичних класів. Глобальну область видимості мають загальні змінні й основна функція *main*, що після запуску додатка передається керування. Дана реалізація передбачає можливість застосування тільки однієї мови розробки всього додатка, тому що тільки в цьому випадку вдається забезпечити безперервний процес компіляції й компонування програми, здійснюваної статично, тобто на етапі одержання остаточного виконавчого модуля.

Отриманий додаток є окремою виконавчою операційною системою, одиницею, внесення змін у яку можливо лише шляхом повторної зборки й компонування всього проекту.

Останнім часом одержала широке поширення компонентна модель побудови програмного забезпечення, при якій вся програмна система розбивається на ряд функціонально закінчених компонентів, причому кожен такий компонент задовольняє певним угодам (див. Рис. А.2). Це дає можливість забезпечити апіорну сумісність компонентів, тобто таку сумісність, при якій їм не обов'язково знати друг про друга щось крім того, що зазначено у відповідній

угоді. Дана угода оформляється у вигляді інтерфейсів, тобто описів функцій використання. Це спрощує поділ завдань між учасниками розробки й у корені міняє процес проектування й реалізації програмного проекту.

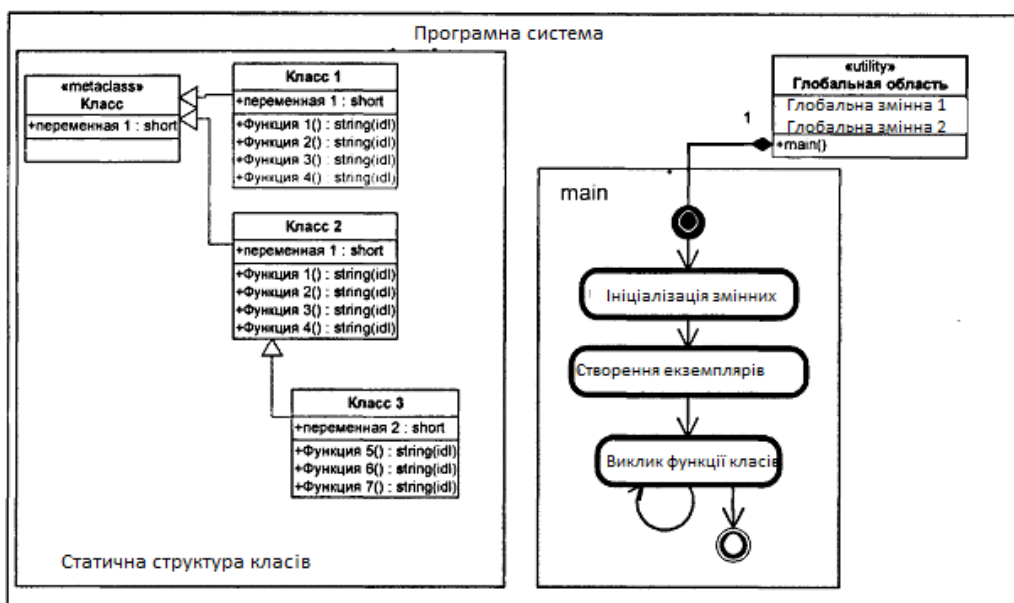


Рис. А.1. Приклад монолітної архітектури прикладної програми [18]

Під компонентом, розуміється деякий закінчений бінарний модуль, що містить один або більшу кількість об'єктів. Окремі компоненти є незалежними виконуваними одиницями, що розроблені з використанням різних інструментальних засобів. Взаємодія й керування незалежними компонентами забезпечується на самому загальному рівні засобами програмної платформи, тобто програмним забезпеченням ОС. При цьому, сам компонент виступає окремим елементом програмної архітектури системи, тому що є в загальному випадку неподільним на більш дрібні частини, тобто монолітним. Це дозволяє розглядати дані елементи в якості «чорних ящиків», що приховують особливості внутрішньої реалізації, функціональність яких доступна ззовні за допомогою інтерфейсів.

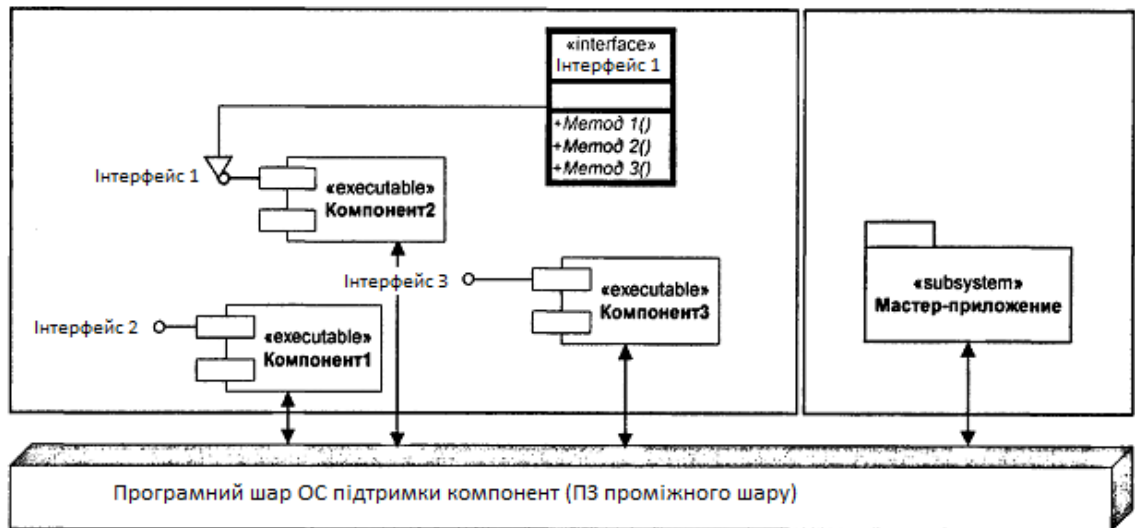


Рис. А.2. Компонентна організація ПЗ [20]

Так зване проміжне ПЗ, або сполучне програмне забезпечення (від англ. *middleware*), вирішує завдання підтримки об'єктно-орієнтованої компонентної системи, а також організації взаємодії усередині її. Під інтерфейсом розуміють строго типізований, представлений на одній з мов опису, набір функцій. Об'єктом є довільна одиниця, яка керується засобами проміжного програмного забезпечення (ППО) та відповідає вимогам специфікації ППО. Проміжне програмне забезпечення виконує посередницькі функції для додатків, забезпечуючи сполучний інтерфейс між додатком і мережею, між клієнтською й серверною частиною, а також можливість прозорості роботи додатків у неоднорідному середовищі.

Таким чином, структура компонентної системи може бути розглянута з позицій декількох програмних архітектур: *об'єктно-орієнтованої ПА*, тому що будь-який компонент в остаточному підсумку представляється об'єктом, реалізованим на будь-якій мові високого рівня, *багатоланкової*, у випадку якщо існують умови поділу компонент по рівнях абстракції, і, властиво, компонентної.

До теперішнього часу сформувалося певна кількість устояних компонентних архітектур, що дозволяють вирішувати певні завдання у своїх областях. Подібні архітектури забезпечують функціонально закінчений ПП і набір базових сервісів для функціонування й керувань окремими програмними

модулями. Области застосування розглянутих найпоширеніших компонентних платформ представлені в [17].

Табл. А.1. Порівняльна характеристика компонентних платформ.

Компонентна модель	Клієнтські компоненти	Клієнтські додатки	Серверні додатки	Серверні компоненти
COM+	+	+	+	+
JavaBean/RMI	+	+	+	+
CORBA	-	+	+	-

Широко поширена в наш час компонентна модель COM+ (Component object model), наступною фазою якої є реалізація концепції мово-незалежних ІПП у рамках проекту NET, була розроблена компанією DEC у співробітництві із Microsoft corporation і зараз активно розвивається компанією Microsoft [18,19,20]. COM+ є розширенням добре відомої архітектури COM, розробленої на початку 90-х. Дана компонентна модель забезпечує бінарну сумісність об'єктів, тобто сумісність бінарного компільованого коду поза залежністю від мови програмування, що використовувався для їхнього написання. У тій або іншій формі подібна ідея використалася вже досить давно з появи C++ в Unix системах, а в Windows системах вона вилилася в досить просту й прозору специфікацію моделі COM. Основним завданням, розв'язуваної COM+, є забезпечення сумісності бінарних модулів, розроблених різними виробниками в різний час і на різних мовах програмування. Компонентна об'єктна модель визначає кілька основних принципів, покладених в основи всієї структури COM:

- бінарний стандарт виклику функцій між компонентами;
- забезпечення строго типізованого об'єднання функцій в інтерфейси;
- обов'язкова присутність базового інтерфейсу, що забезпечує можливість доступу до інших доступних інтерфейсів, а також підрахунок посилань на

даний компонент, щоб відслідковувати його використання й динамічно видаляти, коли число посилань стає рівним нулю;

- механізм унікальної ідентифікації компонент і підтримуваних ними інтерфейсів.

Компонентна платформа JavaBean/RMI опирається, головним чином, на концепцію мови Java й істотно розширює стандартну функціональність, забезпечуючи можливість вилученої роботи з інтерфейсами компонентів [20].

CORBA (Common Object Request Broker Architecture) є однією з найпоширеніших платформ на цілій безлічі різноманітних ОС і забезпечує багатство різноманітних сервісів, характерних для середовищ проміжного ПО [22]. CORBA, опираючись на так названу технологію брокера об'єктних запитів, що забезпечує взаємодію вилучених об'єктів, зосереджує на завданнях керування компонентами в розподіленому середовищі. CORBA не забезпечує підтримку власних клієнтських компонентів, опираючись у цьому аспекті на технологію JavaBean. Таким чином, архітектура COM+ з погляду компонент конкурує з технологією JavaBean, а з погляду розподілених рішень - з технологією CORBA.

Всі представлені вище компонентні платформи має добре розвинену архітектуру, загальну номенклатуру й термінологію, пророблений набір засобів підтримки розробки й налагодження компонентів і додатків.

Поряд з об'єктно-орієнтованими компонентними засобами ППО такими як CORBA, COM+, існує безліч різноманітних систем посередницького ПЗ, заснованих на проміжних текстових поданнях, зокрема XML, які не будуть розглядатися надалі в даній роботі.

Узагальнене подання компонентної моделі об'єктно-орієнтованої ППЗ, що складає з декількох рівнів, представлено на Рис. А.3.

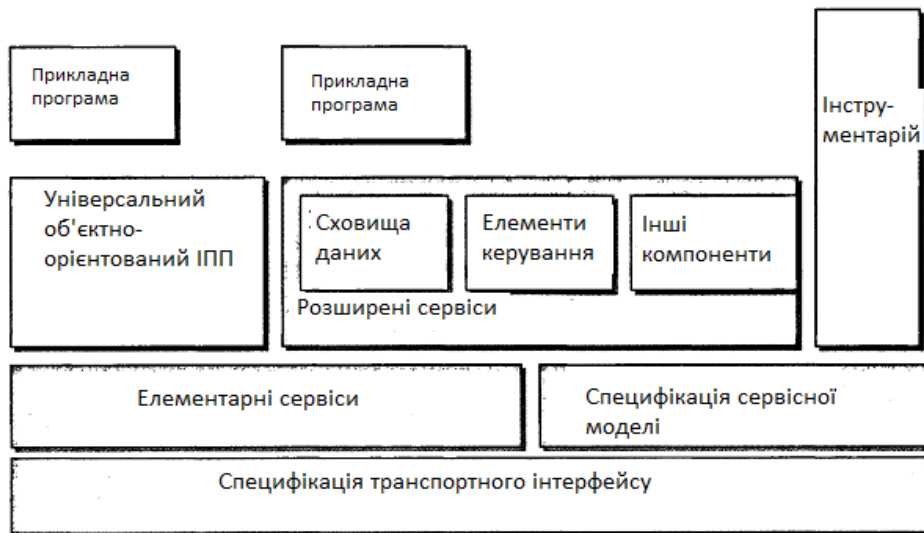


Рис.А.3. Узагальнене представлення об'єктно-орієнтованого прикладного програмного забезпечення

Специфікація транспортного інтерфейсу й елементарні сервіси базового рівня становлять основу будь-якої системи проміжного ПО. Клієнтські додатки, що є сервісами вищого рівня, можуть бути розроблені на основі універсального ІПП або бібліотек, надаваних засобами розробки.

Таким чином, можуть бути сформульовані основні переваги компонентно-орієнтованої розробки на основі середовищ посередницького ПО:

1. Об'єктно-орієнтована методологія в рамках UML одержує потужну прикладну область застосування.
2. Скорочується цикл розробки й проектування. Зборка систем з окремих компонентів є більш ефективним процесом, ніж розробка монолітного додатка.
3. Компонентне програмування дозволяє одержувати програмні продукти більш високої якості.
4. Цикл розробки компонентних систем можна формалізувати на основі універсального підходу.
5. В цілому, витрати на розробку й супровід систем падає.
6. Розробка стає мовно-незалежною. Компоненти, розроблені в різних середовищах, можуть бути використані в рамках одного продукту.

Порівняльна характеристика основних компонентних платформ із погляду застосовності в медичній області наведена в [23].

ДОДАТОК Б

Опис найрозповсюдженіших методів діагностики серцево-судинної системи

Ехокардіографія (грец. echo - відгомін, луна + kardia - серце + grapho - писати, зображати) - метод ультразвукової діагностики , направлений на дослідження морфологічних і функціональних змін серця і його клапанного апарату. Заснований на уловлюванні відбитих від структур серця ультразвукових сигналів

З моменту появи технічних можливостей для виробництва ультразвукових апаратів, вони стали використовуватися в медичній візуалізації, у тому числі і для візуалізації серця і його клапанного апарату. Так виник окремий напрям ультразвукової діагностики - ехокардіографія.

Принцип дії методу заснований на здатності ультразвуку відбиватися при взаємодії з середовищами різної оптичної щільності. Відбитий сигнал реєструється, і з нього формується зображення.

Даний метод дозволять встановити стан м'яких тканин, визначити товщину стінок серця, стан клапанного апарату, об'єм порожнин серця, скорочувальну активність міокарда.

Абсолютних протипоказань до проведення ЕхоКГ не існує. Проведення дослідження може бути складно у наступних категорій пацієнтів:

- Хронічні курці, особи страждають на бронхіальну астму / хронічним бронхітом і деяким іншими захворюваннями дихальної системи
- Жінки зі значним розміром молочних залоз і чоловіки з вираженим оволосінням передньої грудної стінки
- Особи зі значними деформаціями грудної клітини (реберний горб і т.д.)
- Особи з запальними захворюваннями шкіри передньої грудної клітини

- Особи, які страждають психічними захворюваннями, підвищеним блювотним рефлексом і / або захворюваннями стравоходу (тільки для проведення чрепшлещоводной ЕхоКГ)

Електрокардіографія - методика реєстрації та дослідження електричних полів, що утворюються при роботі серця . Електрокардіографія являє собою відносно недорогий, але цінний метод електрофізіологічної інструментальної діагностики в кардіології .

Прямим результатом електрокардіографії є отримання *електрокардіограми* (ЕКГ) - графічного представлення різниці потенціалів виникають в результаті роботи серця і проводяться на поверхню тіла. На ЕКГ відбивається усереднення всіх векторів потенціалів дії, що виникають у певний момент роботи серця.

Зазвичай на ЕКГ можна виділити 5 зубців: P, Q, R, S, T. Іноді можна побачити малопомітну хвилю U. Зубець P відображає роботу передсердь, комплекс QRS - систолу шлуночків, а сегмент ST і зубець T - процес реполяризації міокарда.

Застосування:

- Визначення частоти і регулярності серцевих скорочень (наприклад, екстрасистоли (позачергові скорочення), або випадання окремих скорочень - аритмії).
- Показує гостре або хронічне ушкодження міокарда (інфаркт міокарда , ішемія міокарда).
- Може бути використана для виявлення порушень обміну калію , кальцію , магнію та інших електролітів .
- Виявлення порушень внутрішньосерцевої провідності (різні блокади).
- Метод скринінгу при ішемічній хворобі серця , в тому числі і при навантажувальних пробах.
- Дає поняття про фізичний стан серця (гіпертрофія лівого шлуночка).

- Може дати інформацію про внесердечних захворюваннях, таких як тромбоемболія легеневої артерії .
- Дозволяє віддалено діагностувати гостру серцеву патологію (інфаркт міокарда , ішемія міокарда) за допомогою кардіофона .

Реографія (грец. $\rho\acute{\epsilon}\omicron\varsigma$ - «Потік, течію» і $\gamma\rho\acute{\alpha}\phi\omega$ - «Пишу, зображую»; син. електрореографія) - Метод дослідження пульсових коливань кровонаповнення судин різних органів і тканин, заснований на графічній реєстрації змін повного електричного опору тканин.

Застосовується в діагностиці різного роду судинних розладів головного мозку, кінцівок, легень, серця, печінки та ін

Плетизмографія - діагностичний метод графічного вивчення кровонаповнення тканин у динаміці. Плетизмографія надає цінну інформацію про стан периферичної гемодинаміки.

За допомогою плетизмографії виконується оцінка стану судинного тону, а залучення функціональних проб дозволяє проводити диференційну діагностику між органічними порушеннями та функціональними змінами периферичних судин.

До загальних можливостей плетизмографії у вивченні гемодинаміки відносяться - вимірювання артеріального і венозного тиску, об'ємного пульсу, швидкості кровотоку, проникності капілярів, хвилинного та систолічного об'єму крові. На відміну від кардіоінтервалографії плетизмографія може надати інформацію не по одному (частота серцевих скорочень), а за кількома параметрами, найважливішими з яких є тонус периферичних судин, частота серцевих скорочень, ударний об'єм крові.

Як вказував Чорнух, в патогенезі більшості захворювань лежить порушення мікроциркуляції, тому її вивчення дозволяє здійснити діагностику захворювань на ранніх стадіях, а також надає можливість відслідковувати лікувальний процес.

В основу плетизмографії закладений принцип зміни обсягу у вимірюваному ділянці за рахунок динамічного зміни кількості крові: обсяг будь-

якого органу складається з обсягу складових його тканин і крові, його примусового. Обсяг тканин протягом короткого періоду часу, що витрачається на дослідження є постійною величиною, а об'єм крові, що заповнює орган постійно змінюється, динамічно повторюючи фази серцевого циклу. Ці зміни об'єму крові можуть бути зареєстровані за допомогою приладів, що одержали назву плетизмографії. Плетизмограф складається з плетизморцептора, трансформуючого або підсилюючого модуля та реєструючої апаратури.

Залежно від конструкції плетизмографа і характеру сигналу, одержуваного при зміні кровонаповнення, розрізняють механічну плетизмографію, при якій обстежувана частина тіла полягає в герметично закривається посудину з твердими стінками, а коливання обсягу реєструються завдяки повітряній або водяній передачу, електроплетизмографію відображає динаміку електропровідності в залежності від ступеня кровонаповнення (вона називається також імпедансної плетизмографії, реографія, до її різновидів відносяться транстрахеальна, полісегментарна, електроплетизмографія тощо) і фотоелектрична плетизмографія або фотоплетизмографія.

Метод фотоплетизмографія заснований на реєстрації оптичної щільності досліджуваної тканини (органу). Досліджувану ділянку тканини просвічується інфрачервоним світлом, який після розсіювання (або відбиття, в залежності від положення оптики), потрапляє на фотоперетворювач. Інтенсивність світла, відбитого або розсіяного досліджуваним ділянкою тканини (органу), визначається кількістю міститься в ньому крові.

У загальноклінічній практиці найбільшого поширення набула методика вимірювання периферичного капілярного кровотоку за допомогою пальцевої фотоплетизмографія.

При виконанні пальцевої фотоплетизмографія досліджуваним органом є кінцева фаланга кисті або стопи. Використання кінцевий фаланги пальця не тільки зручно для лікаря і пацієнта, але і надає найбільшу кількість інформації за рахунок того, що в дистальних фалангах пальців кисті та стопи найбільш інтенсивні значення артеріального і венозного кровообігу. За даними Clara

(1993) на один квадратний сантиметр шкіри кінцевий фаланги кисті руки припадає 500 артеріо-венозних анастомозами.

Для порівняння - в проксимальній фаланзі артеріо-венозних анастомозами налічується приблизно 93. Інтенсивність капілярного кровотоку в дистальних фалангах аналогічний капілярному кровотоку в мозковій тканині (Burch, 1954р). Крім того, в дистальній фаланзі невелика кількість м'язової тканини, активно поглинає інфрачервоне випромінювання.

Використання пальцевої фотоплетізографія має велику діагностичну цінність в оцінці прохідності периферичних судин, швидкої і точної оцінки локального капілярного кровотоку.

Пальцева фотоплетізографія надає протягом короткого періоду часу точну та об'єктивну інформацію про зміни параметрів кровообігу при впливі на організм різних фізичних чинників, що дозволяє використовувати її у фізіотерапії. Діагностичні можливості фотоплетізографія дозволяють прогнозувати оптимальну дозу фактора впливу і попереджати негативні реакції в результаті передозування впливає фізичного чинника.

Ангіографія- метод контрастного рентгенологічного дослідження кровоносних судин. Застосовується в рентгенографії, рентгеноскопії, комп'ютерної томографії. Ангіографія вивчає функціональний стан судин, окольного кровотоку і протяжність патологічного процесу.

Це дослідження дозволяє виявити пошкодження і вади розвитку кровоносних судин:

- Аневризми
- Звуження судин
- Мальформація
- Порушення прохідності судин (атеросклероз, тромбоз)
- Пошкодження та вади розвитку різних органів, пухлини і т. д.

Ангіографія протипоказана при:

- Гострих запальних та інфекційних захворюваннях
- При венографії тромбофлебіту

- Психічних захворюваннях
- Вираженої серцевої, печінкової і ниркової недостатності
- Алергічних реакціях на препарати йоду
- Важкому стані хворого
- Перед ангіографією необхідно виключити наявність протипоказань:

(алергія на йод і анестезію, ниркова недостатність, порушення системи гемостазу, Дисфункція щитовидної залози, венеричні захворювання).

Також необхідні флюорографія, електрокардіограма.

- За два тижні до дослідження бажано виключити спиртне. Для захисту нирок від великої кількості йоду іноді перед дослідженням проводиться гідратація (Насичення організму рідиною), що дозволяє розбавити рентгеноконтрастне речовина і полегшити його виведення з організму. Для зниження ризику розвитку алергічної реакції перед процедурою ангіографії призначаються протиалергічні препарати. За чотири години до ангіографії не можна приймати їжу і воду. Перед дослідженням необхідно зняти всі прикраси і металеві предмети, так як вони можуть заважати проходженню рентгенівських променів. В області проколу голять волосся і миються.

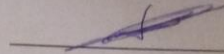
- Перед дослідженням лікар повинен отримати письмову згоду хворого на процедуру.

СПИСОК НАУКОВИХ ПРАЦЬ

Большаков Андрій Олександрович

№ п/п	Назва	Рукопис і або друковані	Назва виробництва журналу (номер, рік) або номер авторського свідоцтва, номер диплома на винахід	К-сть друк. сторінок	Прізвища співавторів
1	2	3	4	5	6
1	Автоматизована система фотодинамічної терапії новоутворень	Науковий твір	Свідоцтво авторського права №83256 від 28.09.2018	6	Задумов І.Д, Клочко Т.Р.
2	Метод діагностики стану серцево-судинної системи	Стаття	Матеріали XIV Всеукраїнської науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених "Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні", Україна, м.Київ, 2018.	4	

ЗАТВЕРДЖУЮ
Декан приладобудівного факультету

 Тимчик Г.С.

«12» 12 2018 р.

АКТ

впровадження в науково-дослідну роботу результатів магістерської дисертації
«Метод діагностики стану серцево-судинної системи»

Роботу виконав студент 6-го курсу НТУУ «КПІ ім. І. Сікорського» ПБФ,
гр. ПБ-72мп **Большаков Андрій Олександрович**

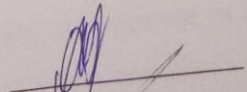
В організації НТУУ «КПІ ім. І. Сікорського» ПБФ, кафедра виробництва
приладів.

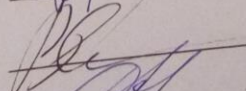
Матеріали магістерської дисертації включено до:

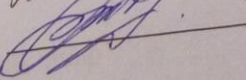
1. Звітів науково-дослідних робіт кафедри виробництва приладів НТУУ
«КПІ», а саме:

- НДР «Створення фундаментальних принципів комп'ютерно-інтегрованої діагностики стану біотехнічних об'єктів», ДР 0116U006058 – в якості прикладів створення принципів комбінованих систем для діагностики стану серцево-судинної системи, прогнозування захворювань;
- держбюджетної НДР № 2703 ф «Створення теоретичних засад діагностування та прогнозування розвитку серцево-судинних захворювань», ДР 0114U001471 – в якості прикладів створення теоретичних засад дії інтегрованих систем ранньої діагностики та прогнозування розвитку захворювання Атеросклерозу, діагностики еластичності судин, роботи серця тощо. Висновки отримані на підставі отриманих результатів комплексного дослідження з використанням різних методів діагностики.

2. Лекційного матеріалу дисциплін «Фізіотерапевтична апаратура» у частині засад формування даних та аналізу параметрів еластичності судин, роботи серця метод діагностики електрокардіографії.

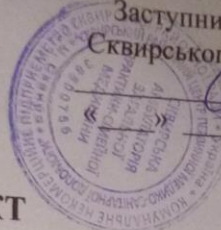
Голова комісії:  доцент, к.т.н. Філіппова М.В.

Члени комісії:  ст. наук. співроб., к.т.н. Скищок В.І.

 доцент, с.н.с., к.т.н. Клочко Т.Р.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Заступник директора КНПСРР
Сквирського районного ЦПМСД
Мазур Т. П.
2018 р.



АКТ

впровадження в науково-дослідну роботу результатів магістерської дисертації
«Метод діагностики стану серцево - судинної системи»

Роботу виконав студент 6-го курсу НТУУ «КПІ ім. І. Сікорського», ПБФ гр.
ПБ - 72мп **Большаков Андрій Олександрович**

В організації НТУУ «КПІ ім. І. Сікорського» ПБФ, кафедра виробництва
приладів.

Матеріали магістерської дисертації створено з використанням результатів електрокардіографічних досліджень, отриманих на медичному обладнанні Сквирського центру первинної медико – санітарної допомоги під керівництвом сімейного лікаря Вознюк Анни Юріївни.

Результати магістерської дисертації містять засади формування протоколу обстеження (який за необхідності може бути доповнений лікарем), що включає ЕКГ – криві, таблицю величин діагностичних зубців та інтервалів.

Магістерська дисертація містить достатньо повний опис основних засад діагностики функціонального стану пацієнта за параметрами кардіографії та реографії.

Призначено для створення та модернізації комплексних приладів як галузі медичної скринінгової діагностики та технічних засобів, а також, доцільних при проведенні профілактичних оглядів та прогнозування розвитку захворювань.

Сімейний лікар



Вознюк А. Ю.