

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний університет "Запорізька політехніка"
(повне найменування закладу вищої освіти)

Факультет Інформаційної безпеки та електронних комунікацій
 Кафедра Радіотехніки та телекомунікацій
 Ступінь вищої освіти Магістр
 Спеціальність 172 "Телекомунікації та радіотехніка"
(код і найменування)
 Освітня програма (спеціалізація) Інформаційні мережі зв'язку
(назва освітньої програми (спеціалізації))

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о. завідувача кафедри РТТ
к.ф.-м.н., доц. САМОЙЛИК С.С.

« » грудня 20 року

З А В Д А Н Н Я
НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЄКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТА)

ЯРОШЕНКУ Данилу Єгоровичу

(ПРИЗВИЩЕ, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Пристрій для експрес-контролю вмісту гемоглобіну в крові пацієнтів

керівник проекту (роботи) к.т.н., доцент, БУГРОВА Тетяна Іванівна

(науковий ступінь, вчене звання, ПРИЗВИЩЕ, ім'я, по батькові)

затверджені наказом закладу вищої освіти від "14" листопада 2023 року №443

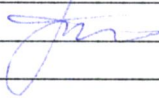
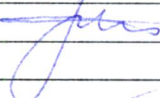

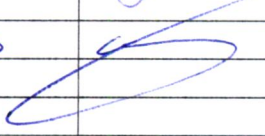
2. Строк подання студентом проекту (роботи) 10 грудня 2023 р.

3. Вихідні дані до проекту (роботи) Розглянути технологію створення пристрою для неінвазивного оптичного дистанційного способу експрес-контролю вмісту гемоглобіну в крові пацієнтів

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) Дослідити спосіб експрес-контролю гемоглобіну пацієнта та можливість дистанційного моніторингу його показників

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, кількість слайдів, плакатів) презентація роботи в Microsoft PowerPoint

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	ПРИЗВИЩЕ, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	прийняв виконане завдання
1-3	БУГРОВА Т.І., доцент		
Нормо-контроль	МОРОЗ Г.В., ст. викладач		

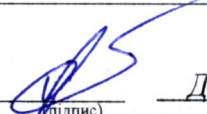
7. Дата видачі завдання «01» вересня 2023 року.

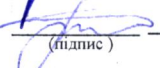
КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Огляд літератури та постановка задачі	2 тижні	виконано
2	Сучасні методи медичної діагностики біологічних показників	3 тижні	виконано
3	Розробка оптичної схеми виміру	2 тижні	виконано
4	Схема електрична структурна	1 тиждень	виконано
5	Схема електрична принципова	1 тиждень	виконано
6	Вибір та обґрунтування елементної бази	1 тиждень	виконано
7	Тестування розробки	1 тиждень	виконано
8	Оформлення ПЗ і презентації	1 тиждень	виконано
9	Захист роботи	1 день	виконано

Студент(ка)

Керівник проекту (роботи)


(підпис)


(підпис)

Данило ЯРОШЕНКО

(ім'я, ПРИЗВИЩЕ)

Тетяна БУГРОВА

(ім'я, ПРИЗВИЩЕ)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до магістерської роботи: 68 с., 24 рис., 24 джерела.

ФОТОМЕТР, ЦИФРОВИЙ ІНДИКАТОР, СВІТЛОВИЙ ПОТІК, ПІДСИЛЮВАЧ ПОСТІЙНОГО СТРУМУ, ОПЕРАЦІЙНИЙ ПІДСИЛЮВАЧ, ГЕМОГЛОБІН, ЛІКАР У СМАРТФОНІ.

Об'єктом дослідження є пристрій для експрес-контролю рівня гемоглобіну в крові людини.

Метою дослідження є створення пристрою безкровного автоматичного визначення вмісту гемоглобіну в крові при експрес-обстеженнях пацієнтів.

Методи дослідження – методи логічного синтезу структурної схеми пристрою та інженерні методи розрахунків.

Основні результати дослідження – проведено аналіз методів виміру показників крові в сучасній медицині, вибрано метод виміру гемоглобіну, синтезована структурна електрична схема пристрою для оцінки рівня гемоглобіну в крові людини, розраховані елементи схеми електричної принципової. У мікропроцесорній частині пристрою оптична щільність світлового потоку, що проходить крізь вухо людини, перетворюється у показники гемоглобіну. Цифровий чотирирозрядний індикатор пристрою показує вміст гемоглобіну у крові людини. Неінвазивний метод дає швидкі і надійні відомості про стан гемоглобіну. Беззаперечною перевагою є придатність запропонованої технології вимірювання до обміну показниками з хмарними базами даних, що дає можливість моніторити стан здоров'я конкретного пацієнта в реальному масштабі часу і своєчасно реагувати лікареві на загрозливі стани здоров'я свого пацієнта (технологія «лікар в смартфоні»).

ЗМІСТ

	С.
Скорочення та умовні позначки	7
Вступ.....	8
1 Огляд літератури та формулювання задач дослідження.....	10
1.1 Сучасні методи медичної діагностики гемоглобіну.....	11
1.2 Фотометричний метод	16
2 Вибір внутрішньої структури приладу	21
2.1 Оптична схема виміру	21
2.2 Схема електрична структурна	22
3 Схема електрична принципова	25
3.1 Вибір компонентів	25
3.1.1 Вибір та обґрунтування типу мікроконтролера	26
3.2 Вибір та обґрунтування схеми електричної принципової блоку живлення	27
3.3 Електричний розрахунок.....	27
3.3.1 Розрахунок блока живлення	27
3.3.2 Вибір схеми електричної принципової.....	28
3.3.3 Визначення параметрів регулюючого транзистора VT1	29
3.3.5 Визначення параметрів підсилюючого транзистора VT2.....	31
3.3.6 Визначення постійних опорів.....	31
3.3.7 Визначення опорів поділювача	33
3.3.8 Визначення коефіцієнту стабілізації.....	34
3.4 Елементна база	35
3.5 Трансформатор	37
3.5.1 Обґрунтування вибору магнітодроту	37
3.5.2 Розрахунок обмоток трансформатора.....	40

3.5.3 Розрахунок складових струму та величини повного струму первинної обмотки силового трансформатора.....	42
3.5.4 Виконання розрахунків для кваліфікованого вибору намоточних дротів	44
3.5.5 Підтвердження розрахунків.....	45
4 Мобільні технології для моніторингу показників гемоглобіну	48
Висновки	64
Перелік джерел посилань	66

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

LPT	–	порт принтера комп'ютера
MCU	–	мікропроцесор
БЖ	–	блок живлення
ВТК	–	відділ технічного контролю
ГР	–	горюча рідина
ДКР	–	дослідно-конструкторська робота
ЄСКД	–	єдина система конструкторської документації
ЕП	–	ескізний проект
ЕРС	–	електрорушійна сила
К	–	клавіатура
КВК	–	керівні вказівки з конструювання
ККД	–	коефіцієнт корисної дії
КФК	–	фотоелектричний фотометр
ЛЗР	–	рідина, що легко займається
НТР	–	науково-технічна рада
ПЗП	–	пасивний запам'ятовуючий пристрій
ППС	–	підсилювач постійного струму
ТП	–	технічна пропозиція
ТУ	–	технічні умови
ЦІ	–	цифровий індикатор

ВСТУП

Сьогодні великого значення набувають пристрої експрес-контролю кількісних показників стану здоров'я людини, насамперед так звані «безкровні» методи контролю життєво важливих показників крові. Серед них один із найважливіших – вміст гемоглобіну в крові. Зазвичай цей показник видобувають прямим рахуванням відповідних клітин у крові пацієнта при мікроскопічному лабораторному дослідженні аналізу крові. Такі дослідження можливі при наявності лабораторії і персоналу відповідної кваліфікації. До того ж вони потребують взяття аналізу крові у пацієнта. На сьогоднішній день відомі інші способи визначення приблизного показника гемоглобіну, які не потребують відбору аналізів крові, до того ж експрес-контроль можливо проводити у великій кількості людей за короткий проміжок часу, виявляючи на ранній стадії малокров'я у деяких пацієнтів. При цьому спеціальної підготовки експлуатація такого пристрою не потребує. Одним із способів оцінки рівня гемоглобіну в крові пацієнта є вимірювання коефіцієнта пропускання хвиль оптичного діапазону через прозорі тканини, зокрема мочки вуха. На мочку вуха вдягається кліпса з фотоопромінювачем та фотоприймачем. В залежності від вмісту гемоглобіну в крові людини змінюється оптична щільність та коефіцієнт пропускання мочки вуха. Функціональна залежність між рівнем гемоглобіну та оптичною щільністю відома, і в мікропроцесорній частині пристрою перетворюється у показники гемоглобіну. Індикатор пристрою показує вміст гемоглобіну у крові людини. До суттєвих недоліків такого способу вимірювання гемоглобіну можна віднести невисоку точність виміру. Тому у разі необхідності діагностування малокров'я пацієнту роблять повторний звичайний лабораторний аналіз крові на гемоглобін, і показник уточнюється. Безперечна перевага даного способу експрес-аналіза – швидкість, простота і безкровність отриманих

результатів. Зручною перевагою експрес-аналізу гемоглобіну є можливість самостійного необмеженого в часі контролю його рівня безкровним методом в домашніх умовах. При умові коректного калібрування за допомогою зразків з відомим рівнем гемоглобіну ці експрес-вимірювання можна зробити доволі точними, що дає можливість хворим на нестачу гемоглобіну в крові самостійно контролювати свій рівень гемоглобіну і тим самим попереджувати виникнення загрозливих для здоров'я станів, вчасно звертатися до лікаря.

1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ ТА ФОРМУЛЮВАННЯ ЗАДАЧ ДОСЛІДЖЕННЯ

Сучасні інформаційні технології, зокрема, бурхливий розвиток штучного інтелекту, дають можливість для застосування іноваційних методів діагностування в медицині. В цьому аспекті слід відзначити створення оптико-електронних медичних інформаційних систем, хмарних технологій для зберігання даних пацієнтів, формування медичних інформаційних мереж, що базуються на новітніх алгоритмах медичної діагностики в рамках ІТ. Першочергову увагу набувають неінвазивні (безкровні і безхірургічні) методи отримання показників стану здоров'я пацієнтів, зокрема, показників крові, і найлегшим в цьому плані є безкровний метод експрес - оцінювання рівня гемоглобіну в крові людини [1-6].

Пристрій контролю гемоглобіну в крові людини призначений для проведення експрес-контролю гемоглобіну у великих кількостях пацієнтів за короткий проміжок часу, наприклад при професійній диспансеризації, при обстеженні дітей дошкільного віку або школярів, при обстеженні пацієнтів похилого віку у госпіталях інвалідів та ветеранів воєн чи санаторіїв з метою виявлення на якомога більшій ранній стадії у них ознак такого небезпечного загального захворювання організму та кровеносної системи, як малокров'я.

Областю використання можуть бути районні та заводські поліклініки, стаціонари лікарень, шкільні медичні пункти, сільські амбулаторії, санаторії та профілакторії, табори відпочинку школярів та і т. ін.. Цей пристрій пацієнт може використовувати і вдома, якщо виникає потреба у індивідуальному постійному контролі рівня гемоглобіну.

З усього зазначеного вище випливає, що пристрій повинен бути необслуговуваним і не потребувати кваліфікованого персоналу для його використання.

Крім того, прилад повинен бути електробезпечним, ергономічним, зручним у використанні та недорогим.

1.1 Сучасні методи медичної діагностики гемоглобіну

Коли ми досліджуємо щось невідоме, то зазвичай прагнемо одержати якомога повнішу інформацію. При цьому можна застосувати різноманітні методи вивчення досліджуваного об'єкту. Наскільки точною і корисною буде отримана при цьому інформація по вмісту гемоглобіну залежить від багатьох факторів, зокрема від обраного методу вимірювання, вдалості його апаратної реалізації, але результат експрес-аналізу не повинен залежати від навченості пацієнта. Тобто, прилад повинен бути зручним і простим у використанні як для молодих технічно просунутих людей, так і для пацієнтів глибокого пенсійного віку.

Стан людини можна охарактеризувати досить широким набором деяких медико-біологічних показників, які можна отримати в процесі досліджень стану здоров'я пацієнта.

Метод дослідження, який застосовується в приладі експрес-аналіза гемоглобіну – це оптичний метод.

Для того, щоб дослідити рівень гемоглобіну, потрібно, щоб виконувались певні умови:

- математична модель зв'язку рівня гемоглобіну і якогось фізичного показника (в нашому випадку, сили фотоструму);
- наявність алгоритма вимірювань;
- технічні засоби дослідження;
- розроблений покроковий алгоритм і технічна можливість оброблювання вимірів для отримання оцінки рівня гемоглобіну в крові пацієнта.

Опто-електричний метод діагностики рівня гемоглобіну ґрунтується на перетворенні інтенсивності світлового потоку, що є функцією прозорості біологічних тканин, яка, в свою чергу, залежить від рівня того самого гемоглобіну в крові. Таким чином, алгоритмічно ідея оцінювання гемоглобіну описаним методом виглядає досить зрозумілою і нескладною для її технічної реалізації.

Відомі інші методи оцінювання рівня медико-біологічних показників: в залежності від об'єкту дослідження, в залежності від типу органу, який досліджується, в залежності від наявності в організмі хвороби, в залежності від наявності певної апаратної бази для діагностики. У даній роботі прийнято за найбільш прийнятний метод оптико-електронної діагностики для технічної реалізації у вигляді відносно простого технічного рішення.

Взагалі-то можна відзначити наявність досить складних, і як наслідок, більш точних методів досліджень вмісту гемоглобіну в крові. Можна згадати механічні методи; методи вимірювання електропровідності тканин; оцінювання ступеню як електричної, так і магнітної активності тканин; більш складних, ніж застосований нами оптико-електричний метод, метод прямих оптичних вимірів; методи, що засновані на вимірах інтенсивності теплообміну між тілом пацієнта та зовнішнім середовищем на кшталт термометрії.

Активні методи оцінювання пов'язані з наявністю деякої зовнішньої дії на організм людини для того, щоб викликати певну реакцію цього організму. До активних методів належать дослідження, які ґрунтуються на реакції організму на зовнішні фізичні поля або хімічні речовини, або методи функціональної діагностики, наприклад, психофізичне тестування, опитування, тощо.

Аналітичний спосіб оцінки параметрів крові реалізується на основі обчислення деяких кількісних параметрів і характеристик за заздалегідь відомими формулами, алгоритмами і залежностями, зокрема, статистичними.

Як приклад, до цього способу можна навести більшість видів лабораторних медичних досліджень й аналізів. Більшість конкретних методик містять в собі елементи декількох методів і методик і не можуть бути віднесені до якоїсь однієї групи [7].

Медичні виміри в діагностиці переважно полягають у визначенні певних фізичних чи фізико-хімічних показників.

Таким чином, підсумовуючи сказане, можна констатувати, що найкращим методом визначення приналежності способу оцінювання гемоглобіну в крові пацієнта є його приналежність до певних розділів фізики.

До механічних вимірювань віднесемо визначення показників стану тіла, а саме переміщення, швидкість і прискорення як всього тіла, так і його частин, а також переміщення крові або повітря, звукові вимірювання; вимірювання тиску не тільки крові, але й біорідин в організмі, а також вимірювання вібрацій або шуму.

До теплофізичних вимірювань можна віднести вимір таких показників, як температура тіла взагалі і його окремих органів, частин тіла у порівнянні з температурою навколишнього середовища, калориметричні вимірювання й виміри ступеню теплопровідності й теплообміну як тіла пацієнта взагалі, так і окремих його органів.

До електричних та магнітних вимірювань належать визначення електричних біопотенціалів та біомагнітних полів і отримання розподілу або реєстрація карти випромінювання електромагнітних полів тіла людини або окремих його органів, визначення електричної провідності або опору тіла і органів.

До оптичних вимірювань належать колориметричні, спектральні вимірювання, а також фотометричні та поляриметричні виміри.

До найбільш складних і дорогавартісних досліджень належать атомні і ядерні дослідження, серед них такі, як дозиметрія, оцінювання ступеню

іонізуючих випромінювань окремих органів, і найбільш інформативна галузь досліджень внаслідок можливості отримати тривимірне сканування тіла і окремих органів з високою роздільною здатністю - це такі види досліджень, як електронна парамагнітна резонансна та ядерна магнітна резонансна спектроскопія.

При фізико-хімічних дослідженнях, які є суттю будь-яких традиційних лабораторних аналізів, в тому числі і на вміст гемоглобіну у крові пацієнтів, здійснюються оцінювання компонентного складу біологічних рідин, вивчається той ж самий склад повітря, що вдихається і видихається пацієнтом, а також визначається кислотно-лужний склад крові та інших біологічних рідин людського організму.

Під час оцінки стану організму велику роль відіграють одночасні вимірювання декількох показників стану і визначення того, як саме ці показники пов'язані між собою як характеристики одного і того ж самого організму в один і той самий момент (мається на увазі, наприклад, зв'язок артеріального тиску і швидкості кровотоку, зв'язок швидкості ультразвуку в крові, слини або сечі з щільністю зазначених рідин і ще декілька відомих залежностей між частотою серцебиття і артеріальним тиском, наприклад).

Найбільш поширеним методом виміру показників життєдіяльності організму є порівняння з деякою мірою або з нормою показника, і в межах відомих і часто використовуваних методів є:

- метод протиставлення вимірюваного показника і відомої міри за принципом «більше-менше»;
- диференційний метод, коли фіксується різниця показника між визначеною експериментально його величиною й відомою нормою;
- нульовий метод полягає в порівнянні показника життєдіяльності з мірою, таким чином, що дія вимірюваної величини на реєстратор балансу може бути зведеною до нуля;

– метод заміщення, коли показник замінюється відомим його значенням, відтвореним мірою;

– метод збігів, коли різниця між показником життєдіяльності і мірою вимірюється шляхом збігу значень чи резонансу частот сигналів.

На рисунку 1.1 представлено систематизацію наявних оптичних методів. З усіх розглянутих оптичних методів ми зупинилися на використанні фізіологічної оптики.



Рисунок 1.1 – Систематизація фотометричних методів оцінки показників стану людського організму

Ми докладно розглянули класифікацію методів виміру показників життєдіяльності для більш свідомого і обґрунтованого вибору методу

оцінювання рівня гемоглобіну, не в останню чергу і для підвищення достовірності отримуваних показників [7-9].

1.2 Фотометричний метод

З відповідних розділів фізики є загально відомим той факт, що світло будь-якого частотного діапазону певним чином взаємодіє з середовищем поширення, а саме, ми спостерігаємо як поглинання або розсіювання на атомах і молекулах біологічних тканин та рідин, спостерігається також його розсіювання на наявних внутрішніх неоднорідностях, і відбувається явище часткової або й повної деполяризації світла у рідинах і оптично прозорих або частково прозорих тканинах і рідинах.

Тому виміри коефіцієнтів відбиття, поглинання, дифракції та коефіцієнту деполяризації світла тожна пов'язати з певними показниками стану здоров'я пацієнта і використовувати за наявності певних прямих аналітичних або відомих статистичних залежностей між фізичними показниками і , наприклад, вмістом гемоглобіну, для оцінки рівня останнього в крові пацієнта.

Головна складова вимірювача інтенсивності проникнення світла крізь вухо пацієнта і його мочку як найбільш кровонаповнену частину цього органу людського тіла є оптичний приймач. Тут можна використовувати декілька типів приймачів – на основі поглинання теплової енергії світла, ті, які вимірюють інтенсивність фотонів, що пройшли крізь мочку вуха пацієнта, а також приймачі, які використовують фотохімічний ефект. У фотоелектронних приладах найбільш широкого застосування знайшли термічний та фотоелектричний способи. При цьому термічні приймачі конвертують енергію світла безпосередньо в теплову енергію, внаслідок чого виникає теплова електрорушійна сила, яку можна вимірювати безпосередньо і за певного градування, вона буде пропорційною до вимірюваного

показника крові, або використовують електрорадіоелементи, які змінюють свої параметри у відповідності до інтенсивності потоку фотонів (наприклад, болометри, які змінюють електричний опір, або акустооптичні перетворювачі, у яких внаслідок зміни потоку фотонів змінюються розміри мембрани).

Фотоелектричні приймачі засновані на явищах внутрішнього й зовнішнього фотоефектів (фоторезистори, фотодіоди й фототранзистори, фотоелектронні помножувачі, прилади із зарядовим зв'язком). Теплові приймачі мають достатню широкосмуговість, але при цьому мають слабку чутливість. Перевагою фотоелектричних приймачів є велика чутливість, а їх недоліком є їх надзвичайна вузькосмуговість.

Для вимірювання фотометричних величин застосовують прилади – фотометри. Устрій всіх фотометрів відповідає деякій узагальненій схемі, що показана на рисунку 1.2 [8].

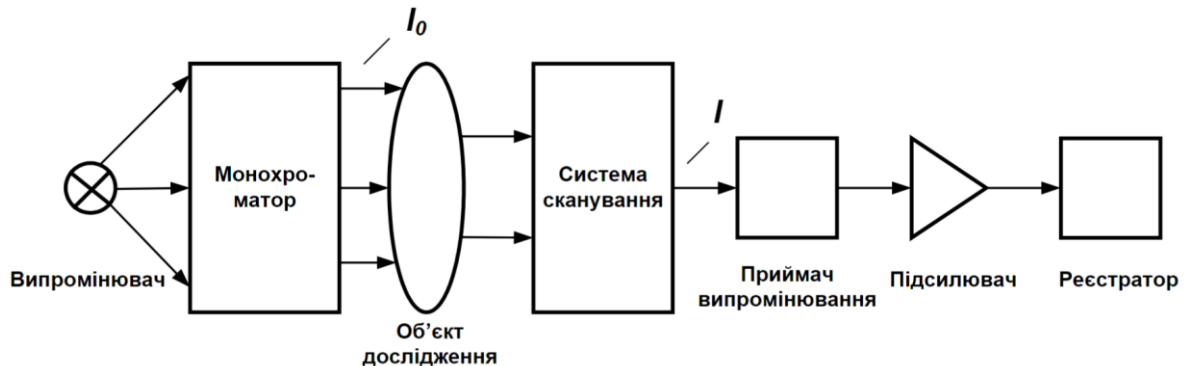


Рисунок 1.2 – Структурна схема фотометра [8]

На рисунку 1.3 зображено сучасний автоматичний гематологічний аналізатор ВС-5000 нового покоління. Він призначений для використання у медичних лабораторіях з малим і середнім потоком пацієнтів з продуктивністю до 40 вимірів показників крові на годину. Прилад вироблено в Китаї.



Рисунок 1.3 – Сучасний автоматичний аналізатор параметрів крові
BC-5000

Звичайно, даний аналізатор працює в автоматичному режимі, а тому не потребує висококваліфікованого персоналу для здійснення аналізів крові, він проводить клінічний аналіз крові по 23 параметрам, диференціацію лейкоцитів по 5 субпопуляціям, відображає 3 гістограми по лейкоцитам, еритроцитам і тромбоцитам, а також 3 скатетограми по повній лейкоцитарній формулі, до того ж документує дані вимірів у хмарну базу даних по окремим пацієнтам.

Комбінація декількох методів вимірювань дозволяє проводити диференціацію лейкоцитів з винятковою точністю, навіть в зразках з високим вмістом еозинофілів.

Аналізатор має окремий оптичний канал для підрахунку лейкоцитів, а модуль вимірювання має високу чутливість до аномальних клітин.

Всі лізуючі реагенти знаходяться на борту аналізатора, що дозволяє економити простір в лабораторії.

Гематологічний аналізатор оснащується великим сенсорним екраном з високою роздільною здатністю, простою та інтуїтивно зрозумілою системою управління.

Прилад має 4 USB порти, що дає можливість підключати всі необхідні апаратні пристрої – жорсткий диск, пристрої WiFi, Ethernet кабелі для мережевого керування та можливість підключення до зовнішнього принтера.

У гематологічному аналізаторі використовується напівпровідниковий твердотільний лазер з великим робочим циклом.

Діаметр апертури 50 мкм дозволяє визначити точну кількість формених елементів крові навіть при низькій концентрації.

Вимірювання рівня гемоглобіну проводиться по безціанідній технології.

Вартість такого апарату на ринку сучасних медичних приладів в Україні складає 475 950,00 грн. Тому виникає нагальна необхідність у створенні простих дешевих приладів експрес-аналізу рівня гемоглобіну людини, і бажано, автоматичних.

У підсумку слід зазначити, що найбільш продуктивні сучасні оптичні методи дослідження показників крові використовують випромінювання, загасання, дифракцію і поглинання світла у біологічній речовині, що дає можливість оцінювати велику кількість показників життєдіяльності організму, а не тільки показники крові людини.

Зокрема, можна цим методом оцінити рівень такого компоненту крові, як гемоглобін.

Зважаючи на занадто велику вартість і енергоємність професійних вимірювачів показників крові, постає необхідність у побудові простого, економічного, дешевого, придатного для використання у побуті індикатора рівня гемоглобіну, який до того ж не потребуватиме додаткового налаштування і професійного профілактичного обслуговування. Саме такі

вимоги ставляться до побутового пристрою експрес-контролю вмісту гемоглобіну у хворих на малокрів'я пацієнтів для того, щоб вони могли самостійно контролювати цей рівень і запобігати настанню загрозливого стану свого здоров'я, шляхом своєчасного звертання до лікаря. Беззаперечною перевагою запропонованого методу також є його неінвазивність. Таким чином, наша задача полягає у створенні одного з портативних апаратних засобів для дослідження показників життєдіяльності пацієнта, до того ж придатних для обміну результатами вимірів через бездротові мережі зі смартфонами, планшетами, ноутбуками, персональними комп'ютерами, тощо.

2 ВИБІР ВНУТРІШНЬОЇ СТРУКТУРИ ПРИБАДУ

Принцип дії приладу заснований на порівнянні світлового потоку, що пройшов крізь розчинник або контрольний розчин з відомими оптичними характеристиками, зі світловим потоком, що пройшов крізь досліджуване середовище (в нашому випадку, крізь мочку вуха людини чи тварини, наприклад, корови, кози, свині і т. ін. у ветеринарії).

Світлові потоки фотоприймачем перетворюються в електричні сигнали, які обробляються мікропроцесором перетворювача і представляються на цифровому табло у вигляді вмісту гемоглобіну.

2.1 Оптична схема виміру

Принцип вимірювання гемоглобіну за допомогою промислового приладу КФК-3 пояснюється схемою оптичною принциповою (рис. 2.1).

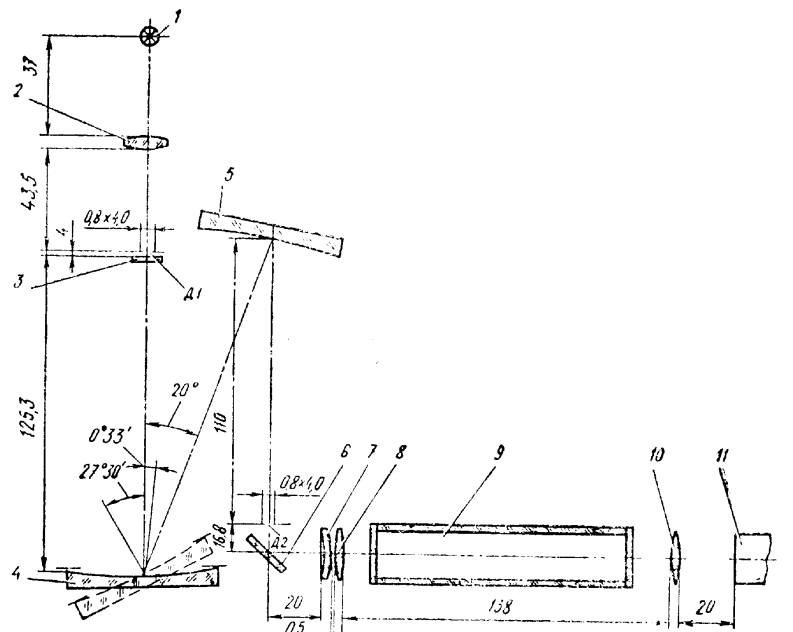


Рисунок 2.1 – Оптична принципова схема виміру гемоглобіну

Світлодіод 1 зображається конденсатором 1 в площині діафрагми Д1. Діафрагма зображена вигнутою дифракційною решіткою 4 і вигнутим дзеркалом 5 в площині такої ж діафрагми Д2. Дифракційна решітка і дзеркало 5 створюють в площині діафрагми Д2 розтягнуту картину оптичного спектру. Повертаючи дифракційну решітку навкруги вісі паралельної штрихам решітки, виділяють щілиною діафрагми Д2 випромінення будь-якої хвилі довжиною від 315 до 990 нм. Об'єктив 7, 8 створює в кюветному відділенні слабо фокусований пучок світла і формує збільшене зображення щілини Д2 перед лінзою 10. Лінза 10 фокусує пучок світла в фотоприймачі 11 у вигляді рівномірно освітленого світлового кола. Для зменшення впливу розсіяного світла довкілля в ультрафіолетовій частині спектру за діафрагмою Д1 встановлений світлофільтр 3, який працює в схемі при вимірюваннях в спектральній смузі 315-400 нм, а потім автоматично виводиться. В кюветному відділенні (між об'єктивом 7,8 і лінзою 10) встановлюються прямокутні кювети 9.

2.2 Схема електрична структурна

Структурна схема вимірювача гемоглобіну фотометричним способом представлена на рисунку 2.2.

Вона складається з перетворювача світлового випромінення в електричний сигнал (фотодіод VD1), підсилювача постійного струму А1 (в подальшому – ППС), мікропроцесора А2, перетворювача кута повороту дифракційної решітки в напругу А3, стабілізатора напруги освітлювача А4 і блока живлення фотометра А5.

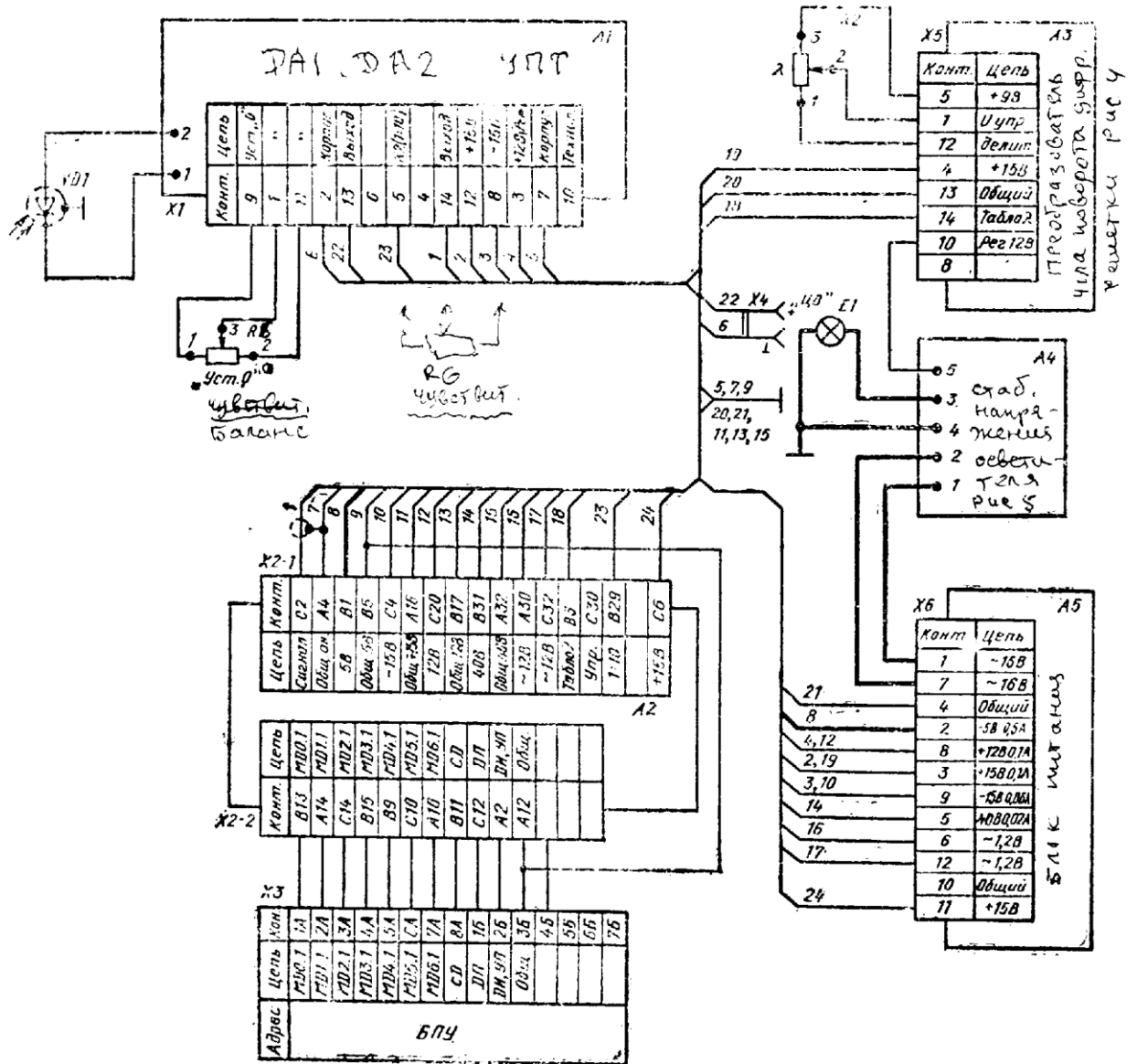


Рисунок 2.2 – Схема фотометричного вимірювача гемоглобіну КФК-3

В роботі пропонується подібна до схеми КФК-3, але дещо простіша структурна схема фотометричного вимірювача гемоглобіну, зважаючи на виміги дешевизни, масовості, нелaborаторних умов використання і простоти експлуатації приладу (рис. 2.3).

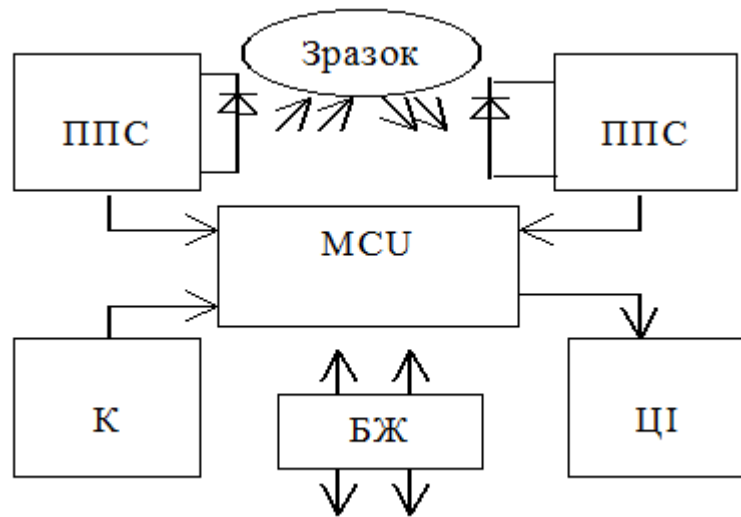


Рисунок 2.3 – Структурна схема пристрою контролю гемоглобіну в крові людини

На рисунку 2.3: ППС – підсилювач постійного струму для підсилення струму фотодіода і світло діода; MCU – мікропроцесор; К – клавіатура; БЖ – блок живлення, який перетворює напругу 220 В частотою 50 Гц на 5 В постійної напруги; ЦІ – цифровий індикатор вмісту гемоглобіну в крові людини.

3 СХЕМА ЕЛЕКТРИЧНА ПРИНЦИПОВА

Схема електрична принципова будується у відповідності до наявної схеми електричної структурної і відповідає основним вимогам ТЗ.

Особливість інженерного проектування полягає в тому, що, на відліну від вирішення математичної задачі, де існує або одне, або декілька фіксованих рішень, в нашому випадку згідно запропонованої структурної схеми можна побудувати безліч електричних. То ж, розглянемо лише деякі з них і оберемо найбільш прийнятну з точки зору її техніко-економічних показників.

Одним із можливих технічних рішень є застосування схеми на дискретних елементах. Розглянемо наступний можливий варіант виконання блоків схеми структурної на спеціалізованих мікросхемах.

3.1 Вибір компонентів

В даній роботі обрано схему, що побудована на одній спеціалізованій мікросхемі PIC16F84A (програмуємий інтегральний мікроконтролер – мікроеом), який в пристрої забезпечує виконання наступних семи задач:

- НУЛЬ – вимір і обрахування сигналу при неосвітленому фотоприймачі;
- Г – градуювання приладу;
- Е – вимірювання оптичної щільності зразка;
- П – вимірювання коефіцієнта пропускання;
- С – вимірювання концентрації;
- А – вимірювання швидкості зміни оптичної щільності;
- F – ввід коефіцієнта факторизації.

Вибір та обґрунтування блоку індикації.

Існує багато способів реалізації схеми цифрової індикації та методів керування цифровими індикаторами. Різні види індикаторів потребують різних рівнів керуючих сигналів та напруг живлення, можуть працювати в статичному або динамічному режимі.

З багатьох типів існуючих індикаторів найбільш економічними є жидкокристалічні індикатори. Їх недоліками є мала швидкодія і функціонування при тільки при зовнішньому освітленні, тобто їх показань не видно в темряві і при недостатньому освітленні.

Знакосинтезуючі напівпровідникові багаторозрядні цифрові індикатори мають достатню яскравість, а при використанні економічних імпульсних джерел живлення з динамічним керуванням споживають небагато енергії і тому забезпечують зручне користування приладом. Тому в приладі застосовуємо цей тип індикатора.

3.1.1 Вибір та обґрунтування типу мікроконтролера

На рисунку 3.1 зображено контролер PIC16F84A виробництва фірми Fujitsu.

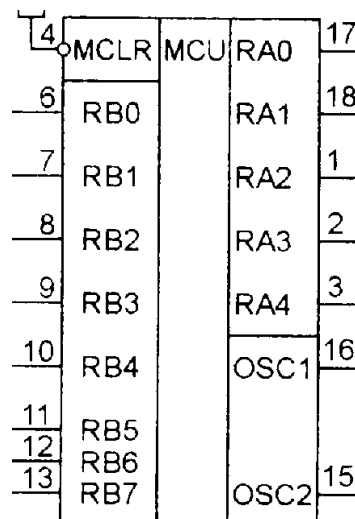


Рисунок 3.1 – Програмуємий мікроконтролер PIC16F84A

ПЗП даного контролера легко програмується через LPT-порт універсального IBM – сумісного комп'ютера.

3.2 Вибір та обґрунтування схеми електричної принципової блоку живлення

Використання сучасного мікроконтролера та економічної індикації дає можливість жити прилад навіть від батарей автономного живлення, що важливо для портативного медичного приладу, де потрібна максимальна електробезпека.

З різних видів живлення з мережі 220 В найбільш безпечним є варіант малопотужного трансформаторного блока живлення з трансформатором 220В (50 Гц), виготовлений із деяким запасом по потужності і з використанням подвійного шару ізоляції між шарами витків та каркасом.

Трансформатор виконується за спеціальною технологією з точки зору підвищення електробезпеки.

Ергономіка приладу передбачає зручність, добру видимість всіх керуючих елементів та їх функціональну залежність.

3.3 Електричний розрахунок

3.3.1 Розрахунок блока живлення

Розрахунок стабілізатора постійної напруги 5 В, 1 А.

Вхідні параметри:

– вхідна напруга, $U_{вх}$, В +9 В;

(стандартна напруга живлення мікросхем з залишком для стабілізації);

– нестабільність вхідної напруги, $\Delta U_{вх}$, В +2-2 В;

(запас для роботи приладу при напрузі 220 ± 50 В ($50 / 25 = 2$, де 25 – коефіцієнт зменшення напруги трансформатором);

– вихідна напруга, $U_{\text{вих}}$, В +5 В;

(стандартна напруга живлення відчизняних та зарубіжних мікросхем);

– коефіцієнт стабілізації, $K_{\text{ст}}$ >1000;

(високе значення $K_{\text{ст}}$ потрібно для забезпечення малих похибок при генерації частоти)

– вихідний струм, $I_{\text{н.макс}}$, А 1.

(сума струмів живлення мікросхем, застосовуваних у проектуемому пристрої).

3.3.2 Вибір схеми електричної принципової

На рисунку 3.2 зображено схему електричну принципову блока живлення.

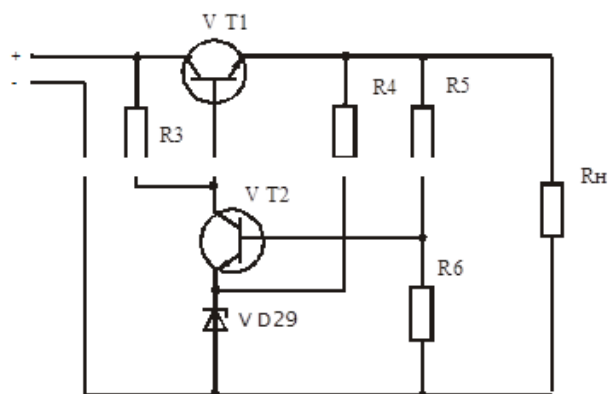


Рисунок 3.2 – Схема електрична принципова блока живлення

3.3.3 Визначення параметрів регулюючого транзистора VT1

Визначаємо параметри регулюючого транзистора VT1:

а) максимальна напруга колектор-емітер:

$$U_{ке.макс} = U_{вх.макс} - U_{вих}, \quad (3.1)$$

де $U_{ке.макс}$ – максимальна напруга колектор-емітер;

$U_{вх.макс}$ – максимальна напруга на вході блока живлення;

$U_{вих}$ – потрібна вихідна напруга.

$$U_{ке.макс} = 11 - 5 = +6 \text{ В};$$

б) максимальна потужність розсіювання на транзисторі:

$$P_{к.макс} = |U_{ке.макс}| \times I_{н.макс}, \quad (3.2)$$

де $P_{к.макс}$ – максимальна потужність розсіювання на транзисторі;

$I_{н.макс}$ – максимальний струм навантаження.

$$P_{к.макс} = 6 \times 1 = 6 \text{ Вт};$$

в) по даним розрахунку обираємо транзистор VT1, який би задовольняв наступним вимогам:

$$U_{ке1.макс} > U_{ке.макс};$$

$$I_{к1.макс} > I_{н.макс};$$

$$P_{к1.макс} > P_{к.макс}.$$

г) таким вимогам задовольняє транзистор КТ815А з параметрами:

$$U_{ке.макс} = 40 \text{ В};$$

$$I_{к.макс} = 15 \text{ А};$$

$$P_{к.макс} = 10 \text{ Вт (з тепловідводом)}.$$

3.3.4 Визначення параметрів опорного стабілітрона

Визначаємо параметри опорного стабілітрона:

а) рівняння для даної схеми стабілізатора:

$$U_{оп} \leq | U_{вих.мін} | - (2...3) \text{ В}, \quad (3.3)$$

де $U_{оп}$ – опорна напруга стабілітрону;

$U_{вих.мін}$ – мінімальна напруга на виході блока живлення.

$$U_{оп} \leq 5 - (2...3);$$

$$U_{оп} \leq 3...2 \text{ В}.$$

б) обираємо стабілітрон типа КС133А з параметрами:

- напруга стабілізації опорна $U_{ст.оп}$, В 3,3;
- струм стабілізації $I_{ст}$, мА 3-81;
- дифференціальний опір стабілітрону, r_{c1} , Ом 65.

Приймаю:

$$U_{оп} = 3,3 \text{ В};$$

$$I_{ст} = 75 \text{ мА}.$$

3.3.5 Визначення параметрів підсилюючого транзистора VT2

Визначаємо параметри підсилюючого транзистора VT2:

а) визначаємо напругу колектор-емітер VT2:

$$U_{ке.макс} = U_{макс} - U_{оп}, \quad (3.4)$$

де $U_{ке.макс}$ – максимальна напруга колектор-емітер;

$U_{макс}$ – максимальна напруга на виході блока живлення.

$$U_{ке.макс} = 5 - 3.3 = 1.7 \text{ В};$$

б) обираємо транзистор КТ815 з параметрами:

– коефіцієнт передачі h_{21e}	50...350;
– напруга колектор-емітер, $U_{ке.макс}$, В	50;
– струм колектора, $I_{к.макс}$, А	10;
– потужність $P_{к.макс}$, Вт	60.

3.3.6 Визначення постійних опорів

Визначаємо постійні опори:

а) розрахунок баластного резистора:

$$R4 = |U_{\text{вих}} - U_{\text{оп}}| / (I_{\text{ст.ном}} - I_{e2}), \quad (3.5)$$

де $I_{\text{ст.ном}}$ – номінальний струм стабілізації стабілітрона;
 I_{e2} – струм емітера транзистора VT2.

$$R4 = |5 - 3,3| / (75 - 50) \times 10^{-3} = 68 \text{ Ом.}$$

Обираємо номінал 68 Ом.

Усі резистори типу С1-17 (потужність розсіювання резисторів усього приладу менша 0,125 Вт, тому розрахунок потужності розсіювання опорів не виконується);

б) розрахунок резистора R3:

$$R3 = |U_{\text{вих}}| / (I_{b1.\text{макс}} - I_{k2}), \quad (3.6)$$

де $I_{b1.\text{макс}}$ – максимальний струм бази регулюючого транзистора;
 I_{k2} – струм колектора транзистора VT2.

Спочатку визначаємо $I_{b1.\text{макс}}$:

$$I_{b1.\text{макс}} = I_{н.\text{макс}} / (h_{21e1} + 1), \quad (3.7)$$

де $I_{н.\text{макс}}$ – максимальний струм навантаження;
 h_{21e1} – коефіцієнт передачі струму транзистора VT1.

$$I_{b1.\text{макс}} = 0,014 / 50 \times 10^{-3} = 0,28 \text{ мА.}$$

Підставляємо значення $I_{b1.\text{макс}}$ у вираз R3:

$$R3 = 5 / (0,28 + 10) \times 10^{-3} = 486 \text{ Ом.}$$

Обираємо опір 510 Ом.

3.3.7 Визначення опорів подільовача

Визначаємо опори подільовача:

а) визначаємо струм подільовача:

$$I_{\text{под}} = 20 \times I_{\text{б2}} = 20 \times I_{\text{к2}} / h_{21e2}, \quad (3.8)$$

де $I_{\text{под}}$ – струм подільовача R5 – R6;

$I_{\text{б2}}$ – струм бази транзистора VT2;

$I_{\text{к2}}$ – струм колектора транзистора VT2;

h_{21e2} – коефіцієнт передачі струму транзистора VT2.

$$I_{\text{под}} = 20 \times 10 \times 10^{-3} / 100 = 2 \text{ мА};$$

б) визначаємо опір R5:

$$R5 = |U_{\text{вих}} - U_{\text{оп}}| / I_{\text{под}}, \quad (3.9)$$

де $U_{\text{вих}}$ – напруга на виході блока живлення;

$U_{\text{оп}}$ – опорна напруга стабілітрону;

$I_{\text{под}}$ – струм подільовача R5 – R6.

$$R5 = |5 - 3,3| / 2 \times 10^{-3} = 850 \text{ Ом.}$$

Обираємо номінал 850 Ом.

в) визначаємо опір R_6 :

$$R_6 = |U_{оп}| / I_{под}, \quad (3.10)$$

$$R_6 = 3,3 / 2 \times 10^{-3} = 1650 \text{ Ом.}$$

Обираємо номінал 1600 Ом.

3.3.8 Визначення коефіцієнту стабілізації

$$K_{ст} = U_{оп} \times r_{к1} \times h_{21e2} / U_{вх} \times ((r_{ст} + r_{e2})(1 + h_{21e2}) + r_{б2}) \quad (3.11)$$

де $U_{оп}$ – опорна напруга стабілітронну;

$r_{к1}$ – дифференціальний опір колекторного переходу транзистора VT1;

h_{21e2} – коефіцієнт передачі струму транзистора VT2;

$U_{вх}$ – вхідний опір блока живлення;

$r_{ст}$ – дифференціальний опір стабілітронну;

r_{e2} – дифференціальний опір емітерного переходу транзистора VT2;

h_{21e2} – коефіцієнт передачі струму транзистора VT2;

$r_{б2}$ – дифференціальний опір переходу бази транзистора VT2.

$$K_{ст} = 3,3 \times 50 \times 10^3 \times 100 / 9 \times ((3,3+1) \times (1+100) + 500) = 1965.$$

$K_{ст}$ розраховане більше $K_{ст}$ даного у завданні ($1965 > 1000$), тому приймаємо усі розраховані значення без перерахування.

3.4 Елементна база

Індикатор рівня гемоглобіну збирається на двосторонньому фольгованому стеклотекстоліті марки СФ-2-35-1.5 ДЕСТ 10316-78, який, на відміну від гетинакса має поліпшені техніко-економічні характеристики: °С

- його допустима робоча температура вища і дорівнює +80°С;
- матеріал СФ-2-35-1.5 має високу допустиму вологість, яка дорівнює 98% при температурі до +40 градусів;
- у цього матеріала збільшений час стійкості до дії розплавленого припою, не менший за 20 сек.

Для монтажу радіоелементів на платі застосовується припой типу ПОС-30 ДЕСТ 1418-70, з температурою плавлення + 235°С. Для пропаювання контактів самої друкованої плати будемо використовувати припой ПОС-60 ДЕСТ 21941-76, який має дещо знижену до + 185°С температуру плавлення для того, щоб уникнути можливого псування термонестійких радіоелементів, зокрема, напівпровідникових, у момент їх монтажу і припаювання на плату.

Для монтажу електричних з'єднань між елементами згідно електричної схеми використовується багатожильний провід АПВ 0.2мм з поліхлорвініловою ізоляцією.

В якості конденсаторів обрано конденсатори оксидного типу К10-17 ОЖО.460.172 ТУ. Перевагою цих конденсаторів у порівнянні з електролітичними є їх менші маса і габарити, до того ж, вони зберігають свою працездатність при більш низьких температурах без замерзання [3].

В якості резисторів обираємо металооксидні постійні резистори марки С1-17 ОЖО.467.130 ТУ, тому що вони витримують суттєво перевищену від номінальної потужність, і, відповідно до цього, мають високу надійність і довговічність.

Комутаційні мікроперемикачі П2К-1-1 ОЮО.360.016 ТУ використовуються для вибору режиму індикатора рівня гемоглобіну, тому

що вони малогабаритні і при цьому, є найдешевшими з усіх можливих.

В якості стабілізуючого напівпровідникового елементу обрано стабілітрон КС133А УЖЗ.362.027 ТУ, який має малі габарити і, водночас, при цьому, низьку собівартість.

Обираємо також трансформатор ГД 3.832.001, внаслідок того, що він малогабаритний і водночас, маловартісний.

Використовуються вироби – транзистори малої потужності високочастотні КТ315 аАО.336.011 ТУ, які в порівнянні з германієвими транзисторами краще працюють при підвищеній температурі.

Використовуються вироби – транзистори середньої потужності високочастотні КТ815 аАО.336.012 ТУ, які в порівнянні з германієвими транзисторами краще працюють при підвищеній температурі.

Використовується виріб – логічна інтегральна схема К155ЛР1 типу І-НІ аА336.556 ТУ.

Використовується виріб – програмуємий мікроконтролер PIC16F84А виробництва фірми Fujitsu.

Використовується виріб – фотодіод АЛ107Б аАО.336.012 ТУ.

Використовуються вироби – індикатори цифрові ИПЦ 106А аАО.336.332 ТУ.

Використовуються вироби – транзистори середньої потужності високочастотні КТ815 аАО.336.012 ТУ, які в порівнянні з германієвими транзисторами краще працюють при підвищеній температурі.

В якості розніму обираємо малогабаритне низьковартісне гніздо штепсельне ВЧ ОПН-ВГ-78-9 ОЮО.209.10 ТУ.

Використовується виріб – вилка мережна ВД1 ДЕСТ 7696 - 2006, яка має малі габарити, вагу та низьку собівартість [2,5].

3.5 Трансформатор

Розрахунок силового трансформатора проводиться по методиці [17].

Трансформатор повинен відповідати наступним вимогам:

- частота змінного струму $f_c = 50\text{Гц}$;
- номінальне діюче значення напруги первинної обмотки дорівнює $U_c = 220\text{ В}$;
- величина коефіцієнта форми напруги $K_\Phi = 1,11$;
- номінальне діюче значення напруги вторинних обмоток $U_{H1} = 9\text{ В}$;
- величина струму навантаження $I_{H1} = 0,135\text{ А}$;
- максимальна величина коефіцієнту потужності $\cos\phi_H = 1$;
- максимальна температура навколишнього середовища $T_{CP.max} = +45^\circ\text{C}$.

3.5.1 Обґрунтування вибору магнітодроту

Розрахуємо сумарну потужність вторинних обмоток трансформатора, яка дорівнює:

$$P_{H.TP} = U_{H1}I_{H1} + U_{H2}I_{H2}, \quad (3.11)$$

$$P_{H.TP} = 9 * 0,4 = 3,6\text{ Вт.}$$

Повна (так звана габаритна) потужність трансформатора, вторинні обмотки якого напряду підключаються до мостових схем випрямлення без середніх точок) дорівнює:

$$P_\Gamma = \frac{1}{2} P_{H.TP} \left(1 + \frac{1}{\eta_{TP}} \right), \quad (3.12)$$

де η_{TP} – ККД трансформатора для отриманої потужності (ККД дорівнює $\eta_{TP}=0,75$). Підставимо це значення у (3.12) і розрахуємо:

$$P_T = \frac{1}{2} * 3,6 \left(1 + \frac{1}{0,75} \right) = 4,2 \text{ Вт.}$$

Далі здійснимо вибір магнітодроту, виходячи із величини так званого конструктивного коефіцієнта $S_C S_{OK}$, який розраховується згідно наступної формули (3.13):

$$S_C S_{OK} = \frac{P_T \cdot 10^2 (1 + \eta_{TP})}{4 K_\phi f_c B J K_C K_{OK} \eta_{TP}}, \quad (3.13)$$

де B – величина магнітної індукції, Тл вибираємо з таблиці 2 [17] ($B=1,3$ Тл);

J – щільність струму (по рисунку 9 [12] $J=5$ А/мм²), А/мм²;

K_C – коефіцієнт заповнення магнітодроту сталлю (приймається $K_C=0,95$);

K_{OK} – ступінь заповнення вікна магнітодроту трансформатора мідним проводом.

Обираємо для проводів типів ПЕВ, ПЕЛ з інтервалу наступні значення K_{OK} : для діаметрів дротів у межах 0,05...0,1мм $K_{OK} = 0,15...0,2$; з діаметром 0,2...0,5мм $K_{OK} = 0,22...0,3$. Підсумовуючи все викладене, остаточно зупиняємось на загальному для проводів ПЕВ, ПЕЛ значенні для ступеню заповнення вікна магнітодроту проводом $K_{OK}=0,2$. Тепер розрахуємо конструктивний коефіцієнт $S_C S_{OK}$:

$$S_C S_{OK} = \frac{4,2 \cdot 10^2 (1 + 0,75)}{4 * 1,11 * 50 * 1,3 * 5 * 0,95 * 0,2 * 0,75} = 3,57 \text{ см}^4.$$

На підставі розрахованого по (3.13) значення конструктивного коефіцієнту $S_C S_{OK}$ за допомогою таблиці 14 методики, викладеної в [12], обираємо магнітодріт ШЛМ 12×16, виготовлений з електротехнічної сталі марки 3411 з товщиною смуги 0,35 мм. Цей магнітодріт забезпечує значення конструктивного коефіцієнта $5,573\text{см}^4$.

Нижче наведено всі геометричні розміри магнітодроту:

- $a=6\text{мм}$;
- $b=16\text{мм}$;
- $c=8\text{мм}$;
- $h=23\text{мм}$;
- $S_C=1,92\text{см}^2$;
- $l_{cp}=8,1\text{см}$;
- $S_{OK}=1,84\text{см}^2$.

Загальний вигляд зверху та збоку обраного магнітодроту бачимо на рисунку 3.3. З цього рисунку також очевидні основні габаритні розміри магнітодроту і розміри його вікон для намотування первинної і вторинної обмоток.

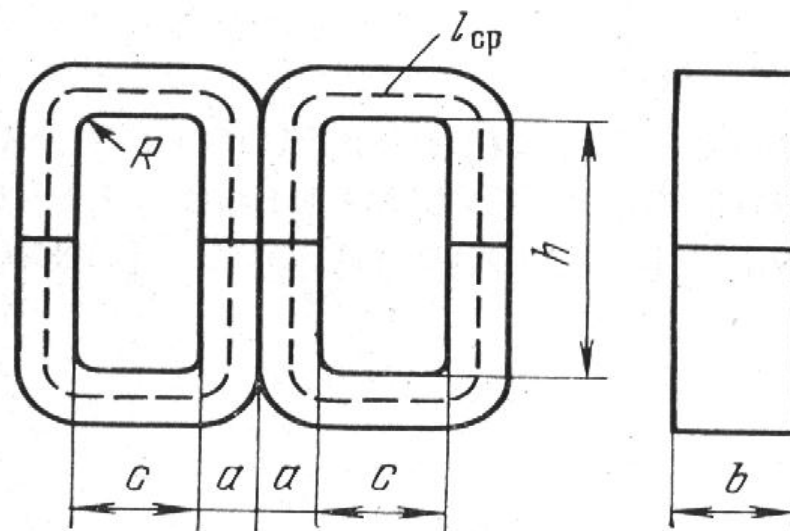


Рисунок 3.3 – Розміри габаритів та внутрішніх вікон магнітодроту броньового типу ШЛМ 12×16 мм

3.5.2 Розрахунок обмоток трансформатора

Розрахунок діючої електрорушійної сили первинної обмотки трансформатора:

$$E_1 = U_1 \left(1 - \frac{\Delta U_1}{100} \right), \quad (3.14)$$

де ΔU_1 – відносне зниження напруги у первинній обмотці відсотках.

З рисунку 3.3 у методиці, викладеній у [12], падіння напруги $\Delta U_1 = 8\%$.

$$E_1 = 220 \left(1 - \frac{8}{100} \right) = 202,4.$$

Тепер для одного витка можемо розрахувати діюче значення електрорушійної сили, у В:

$$e = 4K_\phi f_c B S_c K_c \cdot 10^{-4}, \quad (3.15)$$

$$e = 4 * 1,11 * 50 * 1,3 * 1,92 \cdot 10^{-4} = 0,05 \text{ В.}$$

Далі можна обрахувати кількість витків у первинній обмотці трансформатора:

$$w_1 = \frac{E_1}{e}, \quad (3.16)$$

$$w_1 = \frac{202,4}{0,05} = 4048 \text{ витків.}$$

Тепер маємо змогу і дані для визначення електрорушійної сили вторинної обмотки E_2 силового трансформатора, коли він працює під навантаженням:

$$E_i = U_i \left(1 + \frac{\Delta U_i}{100} \right), \quad (3.17)$$

де ΔU_2 – значення відносного падіння напруги на вторинній обмотці у відсотках.

З рисунку 3.3, використовуючи дані методики, викладеної в [12], визначаємо відносне падіння напруги на вторинній обмотці трансформатора. Воно дорівнює $\Delta U_2 = 8\%$. Тепер нам ніщо не заважає обчислити діючу величину електрорушійної сили у вторинній обмотці трансформатора:

$$E_i = 9 \left(1 + \frac{8}{100} \right) = 9,72 \text{ В.}$$

Далі можемо визначити число витків у вторинній обмотці трансформатора:

$$w_i = \frac{E_i}{e}. \quad (3.18)$$

Воно дорівнює:

$$w_i = \frac{9,72}{0,05} = 195 \text{ витків.}$$

3.5.3 Розрахунок складових струму та величини повного струму первинної обмотки силового трансформатора

Далі розрахуємо складові струму та величину повного струму первинної обмотки силового трансформатора.

Активну складову розрахуємо як суму струмів навантаження, які перераховуються у первинну обмотку:

$$I'_1 = I_{H1} \left(\frac{U_{H1}}{U_C} \right), \quad (3.19)$$

$$I'_1 = 0,4 \left(\frac{9}{220} \right) = 0,016 \text{ A.}$$

Тепер можемо визначити активну складову струму, яка виникає завдяки наявності дисипативних втрат у магнітодроті розраховуваного трансформатора:

$$I_{CT} = \frac{G_{CT} P_{CT}}{U_C}, \quad (3.20)$$

де G_{CT} – маса магнітодроту, кг;

P_{CT} – питома втрата потужності в сталі, Вт/кг.

З таблиці 2 у методиці [12] визначаємо наступні значення маси магнітодроту $G_{CT} = 0,15$ кг, та питомої втрати потужності в сталі $P_{CT} = 2,5$ Вт/кг.

$$I_{CT} = \frac{0,15 * 2,5}{220} = 0,014 \text{ A.}$$

Далі можна вже розраховувати реактивну складову потужності трансформатора та його повного струму у первинній обмотці. Насамперед знайдемо реактивну складову як струм намагнічування трансформатора

$$I_{\mu} = \frac{H_{\infty} l_{CP}}{w_1} . \quad (3.21)$$

де H_{∞} – значення питомого ампер-витку намагнічування, А/м.

$$I_{\mu} = \frac{4,5 * 8,1}{4048} = 0,009 \text{ А.}$$

Наостанок знайдемо значення повного струму у первинній обмотці:

$$I_1 = \sqrt{(I_1' + I_{CT})^2 + I_{\mu}^2} , \quad (3.22)$$

$$I_1 = \sqrt{(0,016 + 0,014)^2 + 0,009^2} = 0,031 \text{ А.}$$

Струм холостого ходу трансформатора при цьому дорівнює:

$$I_x = \sqrt{I_{CT}^2 + I_{\mu}^2} , \quad (3.23)$$

$$I_x = \sqrt{0,014^2 + 0,009^2} = 0,016 \text{ А.}$$

За стандартами застосування малогабаритних малопотужних трансформаторів струм холостого ходу при частоті мережі 50 Гц повинен складати 25...40% від номінального, тобто, в районі 4-8 мА.

3.5.4 Виконання розрахунків для кваліфікованого вибору намоточних дротів

Далі виконаємо розрахунки, які необхідні нам для кваліфікованого вибору намоточних дротів.

Визначимо діаметр мідного дроту первинної та вторинної обмоток трансформатора:

$$d_{mi} = 1,13 \sqrt{\frac{I_{Hi}}{J}}, \quad (3.24)$$

де I_{Hi} – діючий струм обмотки, А;

J – його щільність, А/м.

$$d_{m1} = 1,13 \sqrt{\frac{0,031}{5}} = 0,08 \text{ мм},$$

$$d_{m2} = 1,13 \sqrt{\frac{0,4}{5}} = 0,319 \text{ мм}.$$

Округлимо отримані значення діаметрів дротів первинної та вторинної обмоток трансформатора і округлимо до найближчого більшого значення зі стандартних параметрів трансформаторів в узгодженні таблицею 19 з методики розрахунку у [12]. Остаточні діаметри проводів первинної та вторинної обмоток трансформатора набувають наступних значень:

$$d'_{M1} = 0,089 \text{ мм},$$

$$d'_{M2} = 0,356 \text{ мм}.$$

Відповідно до результатів розрахованих вище діаметрів проводів обираємо дріт ПЭВ-1 і, пам'ятаючи про наявність товщини ізолюючого лаку, який також займає певний об'єм, обираємо діаметри дротів первинної та вторинної обмоток трансформатора з табл. 19 методики [12] наступними:

$$d_{131}=0,105 \text{ мм},$$

$$d_{132}=0,395 \text{ мм}.$$

3.5.5 Підтвердження розрахунків

Підтвердимо розрахунками можливість розміщення розрахованих вище обмоток з їх конструктивними габаритами у вікні магнітодроту обраного розміру.

Обмотки намотуємо шарами, один шар над одним, виток до витку, як показано на рисунку 3.4, на каркасі з електрокартону із товщиною $\delta_K=2$ мм. Для того, щоб унеможливити прояв явища так званого западання витків з наступних шарів в нижні поверхи витків прокладемо міжшарову ізоляцію товщиною 0,02 мм в первинній обмотці та 0,05 у вторинній, яка намотується на обмотку трансформатора зразу ж після намотки кожного з шарів обмотки. Додатково зазначимо, що між обмотками потрібно покласти двошарову ізоляцію із кабельного паперу товщиною 0,12 мм, тобто товщина ізоляції тепер збільшиться внаслідок цього ще на $\delta_{i3}=0,24$ мм.

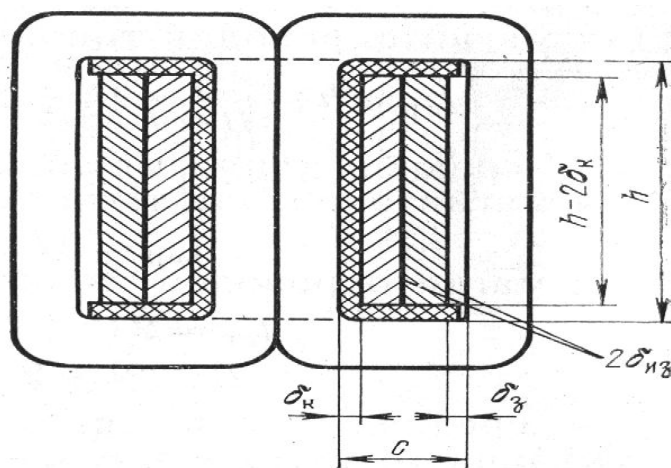


Рисунок 3.4 – Спосіб розташування обмоток у вікні магнітодроту з урахуванням розмірів паперової двошарової ізоляції

Розраховуємо кількість шарів намотки m_i в кожній обмотці w_i силового трансформатора:

$$m_i = \frac{w_i d_{isi}}{(p - 2\delta_k) K_{yK}} . \quad (3.25)$$

Дані цих розрахунків подано нижче:

$$m_1 = \frac{4048 * 0,105}{(23 - 2 * 2) * 0,93} = 4,9 \text{ (збільшуємо до 5 шарів),}$$

$$m_2 = \frac{195 * 0,395}{(23 - 2 * 2) * 0,93} = 0,9 \text{ (збільшуємо до 1 шару).}$$

Окрім вище наданих розрахунків, треба ще впевнитись у можливості фізичного розміщення всіх конструктивних складових у вікнах магнітодроту.

Місця для обмоток та всіх шарів ізоляції у вікнах магнітодроту вистачить лише при виконанні наступної умови:

$$\delta_3 = C - \delta_K - \sum (d_{\text{izi}} m_i + \delta_{\text{izi}} m_i + \delta'_{\text{iz}}) , \quad (3.26)$$

де δ_3 – значення зазору між ізоляцією останнього шару трансформатора та магнітодротом (рисунок 3.4), мм.

$$\delta_3 = 8 - (2 + (0,105 * 5 + 0,02 * 5 + 0,244) + (0,395 + 0,24)) = 4,5 \text{ мм.}$$

Обмотки у вікні розташовані задовільно.

4 МОБІЛЬНІ ТЕХНОЛОГІЇ ДЛЯ МОНІТОРИНГУ ПОКАЗНИКІВ ГЕМОГЛОБІНУ

Одним із найактуальніших питань системи охорони здоров'я є пошук нових підходів до відновного лікування на всіх етапах реабілітації та оздоровлення різних груп населення. Сучасний стан розвитку інформаційних технологій відкриває нові можливості у цьому напрямку, дозволяє реалізувати персоналізований підхід, оперативність, організувати моніторинг показників здоров'я у режимі віддаленого доступу з використанням медичних гаджетів та мобільних додатків (m-health).

Сьогодні розробники пропонують різноманітні медичні гаджети для вимірювання окремих показників: пульсу (Instant Heart Rate, Runtastic Heart Rate Monitor), артеріального тиску (Blood Pressure Monitor), рівня стресу (Stress Check) та ін. Система Soarian Clinical дозволяє у режимі віддаленого доступу проводити моніторинг стану здоров'я пацієнта та його кардіостимулятора, а система давачів Visi Mobile надає можливість вчасно зафіксувати погіршення стану пацієнта та з'єднати його з лікарем для консультації. Мобільний додаток iCare Health Monitor дозволяє проводити швидку перевірку зорової та слухової підсистем організму людини, визначати рівень артеріального тиску та частоти серцевих скорочень, ємність легень та швидкість дихання, насичення крові киснем, а також проводити психологічне тестування.

Платформа Apple Health-сервіс може збирати показники серцевого ритму, рівень глюкози, кількість калорій, дані про режим сну через вбудований інтерфейс. Недоліком таких засобів є відсутність можливості професійного аналізу отриманих даних [1-3].

Мова йде про своєчасну діагностику стану організму людини у режимі віддаленого доступу без відвідування спеціалізованих медичних закладів, автоматизований моніторинг стану здоров'я людини на всіх етапах лікування, реабілітації та профілактики захворювань, отримання професійних медичних консультацій за допомогою спеціальних web-порталів є актуальними питаннями охорони здоров'я, розв'язання яких можливе лише при використанні сучасних інформаційних технологій. Це важливо, насамперед, у теперішній час, коли доступ до якісної медицини ускладнений, а подекуди і неможливий внаслідок тривалої агресії ворога. Завдяки цьому зростає смертність серед цивільного населення в основному від тяжких хронічних хвороб і утрудненого доступу до полуг лікарів і ліків. Частково зменшити наявну проблему може дистанційний спосіб медичного моніторингу стану здоров'я, зв тому числі і показників гемоглобіну.

Використання інформаційних та мобільних технологій дозволяє організувати роботу з системою у режимі віддаленого доступу, реалізувати персоналізований підхід до пацієнтів із відображенням даних на екрані смартфона користувача.

Для реалізації поставленої мети можна використати концепцію створення модульної багатопараметричної мультифункціональної мобільної системи із сервісною платформою, яка призначена для моніторингу, тривалого спостереження та контролю основних психофізіологічних показників, що характеризують стан організму людини [14]. Основними модулями системи є модуль реєстрації (сенсорна електроніка, медичні гаджети або портативні прилади), модуль експрес-аналізу показників, модулі комплексного аналізу, прогнозування та формування корегуючих програм для медичної або фізичної реабілітації (рис. 4.1). У системі реалізовано адаптивний підхід із поглибленням рівня професійного аналізу, а також ланка зворотного зв'язку для оптимізації програм корегування.

Для підвищення рівня достовірності отриманих результатів у системі передбачено проведення порівняльного аналізу вербальних та фізіологічних показників. Вербальні показники можна отримати за допомогою опитування та тестування респондентів, а для реєстрації фізіологічних параметрів можна застосовувати медичні гаджети та мобільні додатки. Сервісна платформа забезпечує інтерфейсні функції, обробку та збереження даних та результатів аналізу [4]. Система має клієнт-серверну архітектуру та реалізована для ОС Android і може бути адаптована для інших ОС (рис. 4.1).

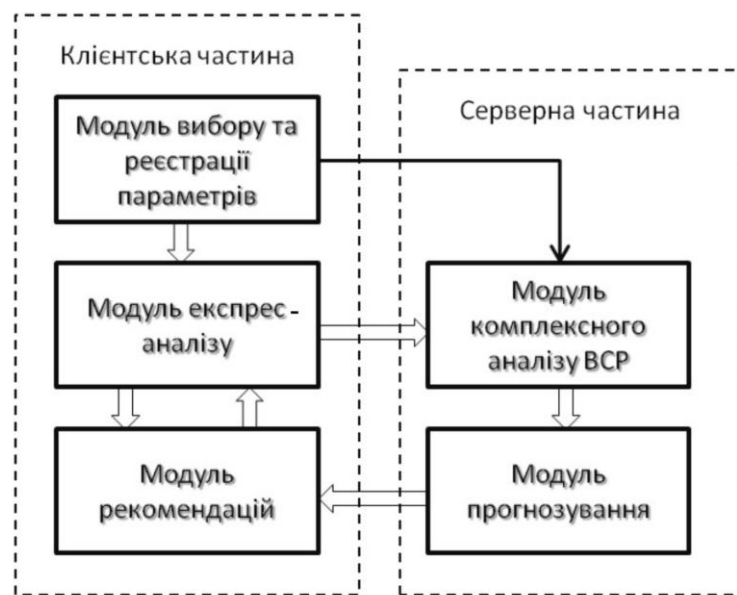


Рисунок 4.1 – Клієнт-серверна архітектура платформи для

Для розробки web-порталу використано комп'ютерно-інформаційну систему автоматизованого проектування web-сайтів AS4u. Вона дозволяє проводити автоматизоване опрацювання різноманітної символічної, графічної і відеоінформації та обробляти інформацію в режимі on-line.

Теоретичні та експериментальні дослідження запропонованої модульної багатопараметричної мультифункціональної мобільної системи із сервісною платформою показали, що вона є ефективним засобом для

моніторингу, тривалого спостереження та контролю основних показників, що характеризують стан організму людини. Використання мобільних технологій дозволяє організувати роботу з системою у режимі віддаленого доступу, реалізувати персоналізований підхід до пацієнтів із відображенням даних на екрані смартфона користувача. Розроблено спеціальний web-портал із модулем експрес-аналізу стану здоров'я за допомогою медичних гаджетів та мобільних додатків, що дає можливість покращити доступність користувачів до потрібних їм закладів реабілітації та оздоровлення.

Перспективи подальших досліджень полягають у вивченні ефективності запропонованих інновацій. На рисунку 4.2, для прикладу, наведено зміну в часі частоти серцевих скорочень в залежності від швидкості пересування людини в просторі, а також деякі усереднені показники за 10 годин часу.

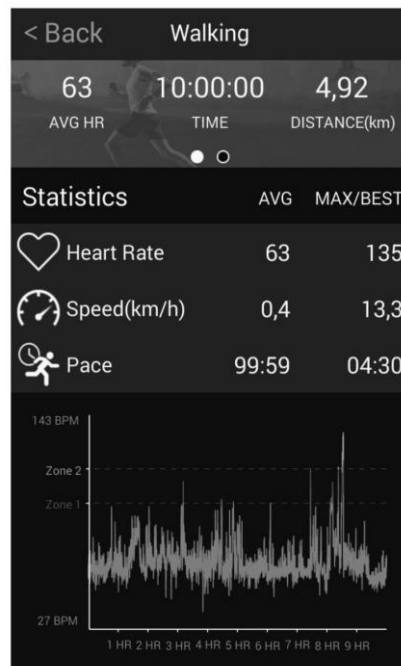


Рисунок 4.2 – Реєстрація показників серцевої та фізичної активності на екрані смартфона

Експериментальні дослідження роботи основних модулів системи були практично проведені під час аналізу частоти серцевого ритму в 5 діапазонах за допомогою медичного гаджету MioFuse та мобільного додатку MioGo [4]. На рисунку 4.2 показано відображення результатів тривалого спостереження пульсу (10 годин) на екрані смартфона, а на рисунку 4.3 – результати аналізу кардіоінтервалів за допомогою спеціально розробленого програмного забезпечення.

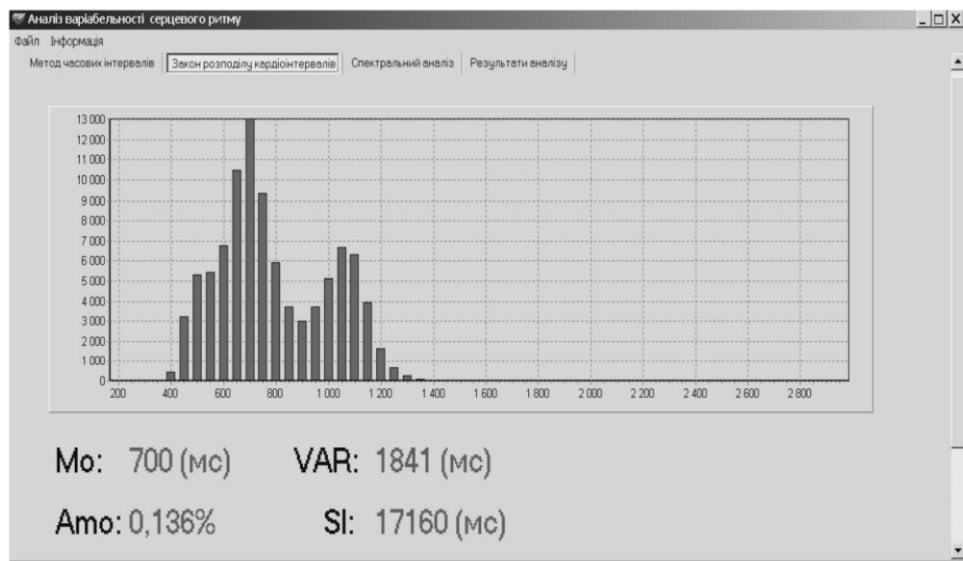


Рисунок 4.3 – Результати розподілу кардіоінтервалів

Система дозволяє також проводити персоналізований експрес-аналіз показників стану здоров'я користувачів у режимі віддаленого доступу, визначати групи ризику та рекомендувати респондентам реабілітаційні або санаторно-курортні заклади для стабілізації та покращення їх здоров'я, інформація про які отримується зі спеціально розробленого web-порталу [15].

На рисунку 4.4 показана структура серверної частини обробки моніторингу показників здоров'я пацієнтів і заповнення бази їх даних на хмарі.

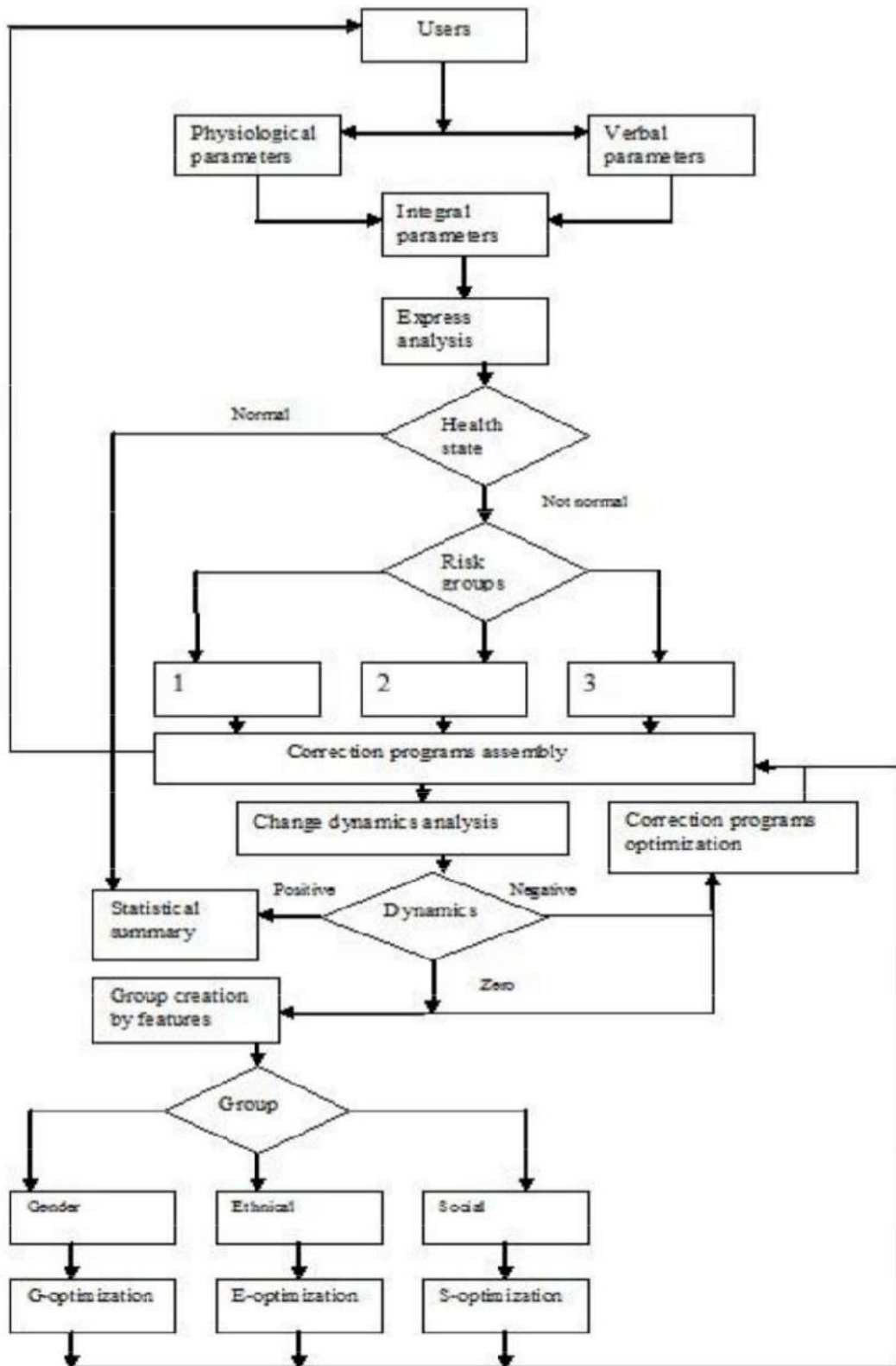


Рисунок 4.4 – Алгоритм роботи серверної частини програмного забезпечення

На рисунку 4.5 представлені деякі гаджети реєстрації психофізіологічних показників стану здоров'я пацієнтів.

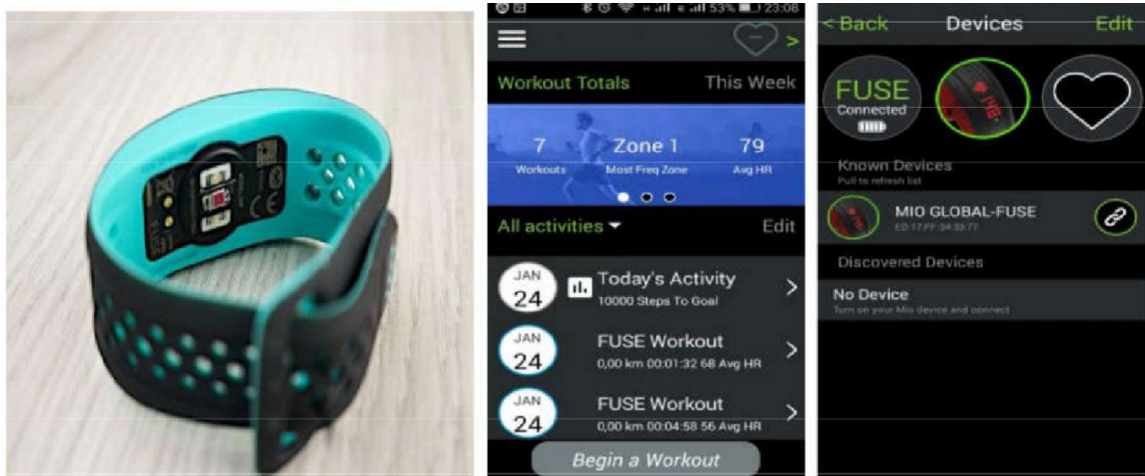


Рисунок 4.5 – Реєстраційні пристрої для моніторингу деяких показників стану здоров'я

Ці показники за допомогою Blue-Tooth та Wi-Fi технологій передаються на смартфон і далі на сервер для подальшої обробки, аналізу і тривалого зберігання в хмарі для порівняння показників здоров'я людини в часі і за потреби звукової або світлової індикації можливих загрозливих станів здоров'я, які вимагають термінових дій від людини або від дистанційного лікаря. Останній фактор важливий для людей, які перебувають на тимчасово ізольованій або зруйнованій території. Але при цьому вони повинні мати доступ до мобільного оператора з мобільним інтернетом.

На рисунку 4.6 наведено приклад моніторингу частоти серцевих скорочень в часі з можливістю зберігання даних в хмарі або їх видалення. Рисунок 4.7 представляє результати розрахунку кардіоінтервалів в програмі на серверній частині системи моніторингу стану здоров'я людини, де в якості висхідних даних використовується частота серцевих скорочень пацієнта [15].

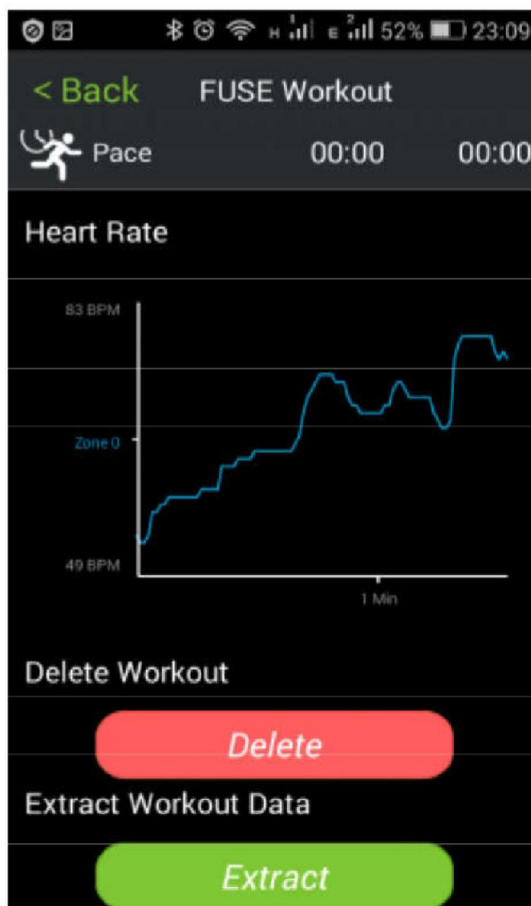


Рисунок 4.6 – Приклад моніторингу частоти серцевих скорочень з інтерактивом в межах можливості збереження або видалення даних

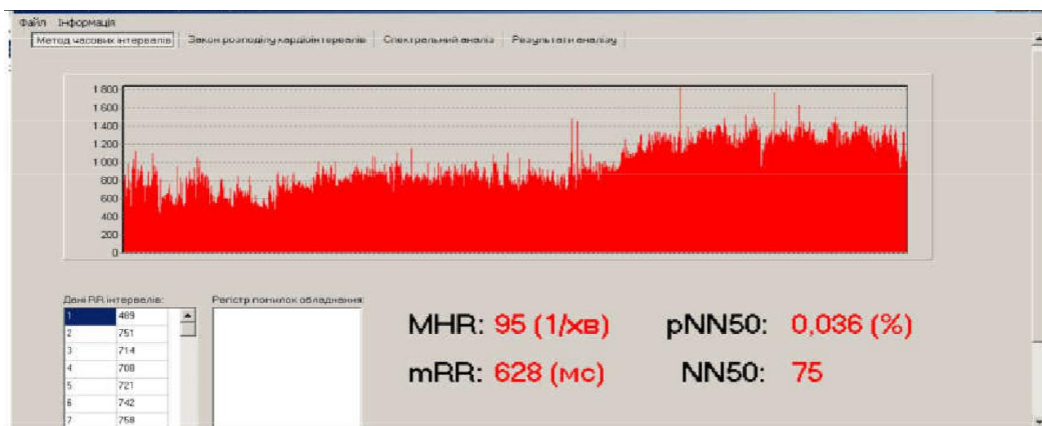


Рисунок 4.7 – Приклад програмного обчислення кардіоінтервалів на сервері при використанні показників частоти серцевих скорочень

Можна також розрахувати статистичні характеристики показників серця – наприклад, гістограми щільності розподілу частоти серцевих скорочень (або показника гемоглобіну чи будь-якого іншого показника стану організму пацієнта). На рисунку 4.8 чітко видно наявність двох розрізнених максимумів щільності ймовірності розподілу показників.

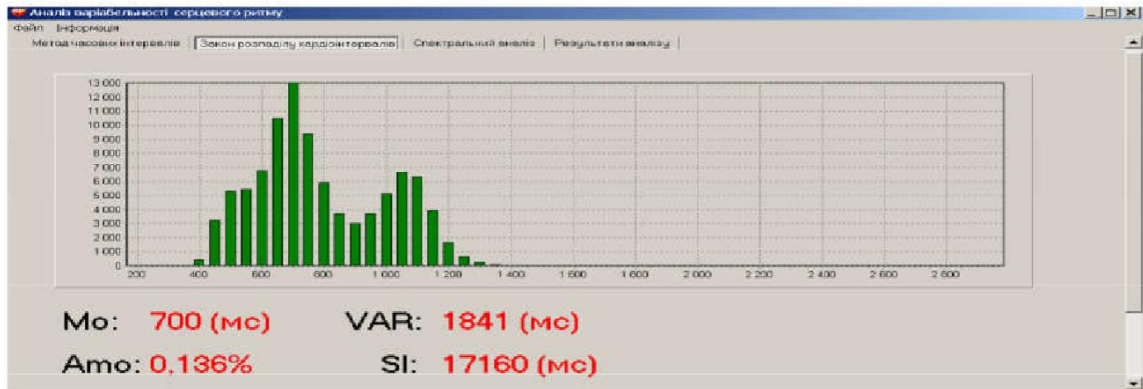


Рисунок 4.8 – Гістограма щільності розподілу частоти серцевих скорочень

Приклад Фур'є – аналізу частоти серцевих скорочень можна бачити на рисунку 4.9.

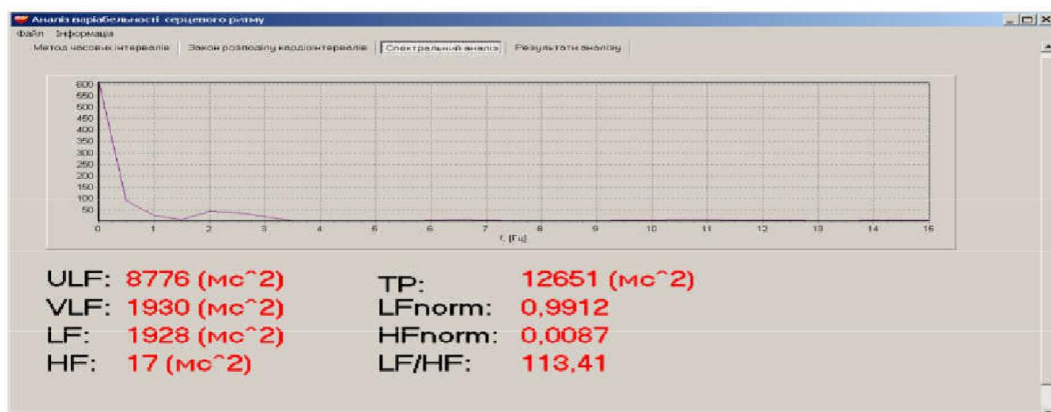


Рисунок 4.9 – Приклад Фур'є – аналізу даних довготривалого моніторингу показників роботи серця

Дистанційний лікар (в розглянутому прикладі кардіолог) по щільності спектральних складових має змогу діагностувати в даному випадку наявність чи відсутність певного серцевого захворювання чи термінального фізіологічного стану пацієнта. Те ж саме стосується і рівня гемоглобіну, як і будь-якого іншого експрес-показника стану здоров'я людини.

На рисунку 4.10 показано текстовий файл підсумкового звіту з загальним діагнозом і підсумком про стан здоров'я на основі тривалого моніторингу показників життєдіяльності, а також про наявність або відсутність потреби у втручанні в процес професійного лікаря у вигляді рекомендацій або направлення на консультацію.

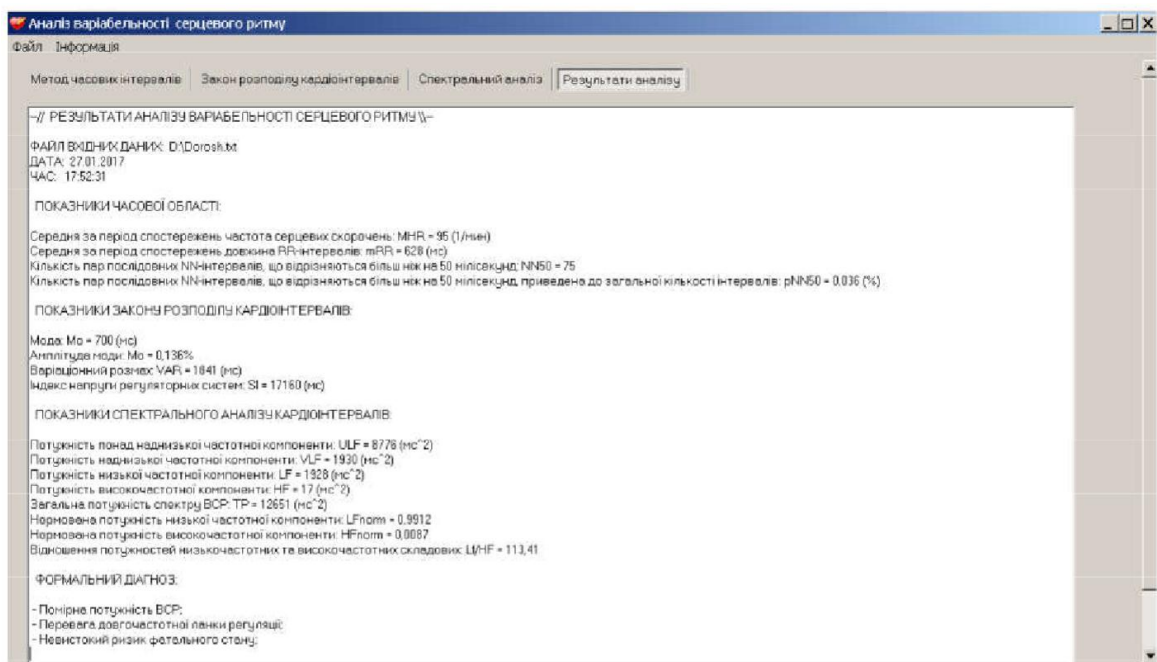


Рисунок 4.10 – Результати програмного аналізу за висновком програмного модуля (SMART DOCTOR)

У наведеному прикладі стан пацієнта не викликає тривоги і не має загрози до переходу у критичний стан.

Держава Україна в цілому у медичній сфері, як муніципальна, так і приватна медицина, зараз використовує так звану електронну систему охорони здоров'я. Частиною її є застосунок eHealth та ІТ-перетворення медицини взагалі. Все це робиться для осучаснення медичних послуг, зручного доступу до лікаря, медичних обстежень, електронних черг на складні втручання і дороговартісні маніпуляції, включає в себе цифрові рецепти на ліки, цифрові лікарняні листки внаслідок тимчасової непрацездатності, електронні черги до військово-лікарняних комісій, тощо.

Війна накладає певний відбиток на прискорення цифровізації медицини внаслідок появи великих мас людей так званих внутрішньо переміщених осіб, яким треба забезпечити якісний доступ до лікарів і медицини в цілому прямо тут і зараз. Особливо це є актуальною проблемою для хронічних переміщених хворих, пацієнтів пенсійного віку та осіб з дітьми, вагітних жінок, тощо.

Справа в тому, що життя не можна поставити на паузу внаслідок військових дій і здоров'я також потребує постійного догляду і моніторингу, і навпаки, війна в нашому випадку не залишає інших, окрім дистанційних або телемедичних методів обслуговування пацієнтів онлайн. Зростає вага і частота використання сучасних методів діагностики та лікування внаслідок доступу до грантів і європейських програм розвитку, учасником і фінансовим реципієнтом яких є Україна.

Вже зараз ми маємо велику кількість військових і цивільних осіб, які внаслідок поранень і тяжких хвороб потребують термінової реабілітації, психологічної допомоги, протезування, постійного моніторингу стану їх здоров'я. Кількість таких пацієнтів буде в подальшому зростати. Для декого це без перебільшення є умовою збереження життя, ментальне здоров'я їх самих та членів їх родин. І якраз тут стане в нагоді телемедицина.

За допомогою телемедицини можна здійснити консультування і діагностування пацієнтів в зоні конфлікту а також в тих місцях, де отримання медичних послуг є справою або небезпечною, або взагалі і нездійсненою.

Нашим співвітчизникам, які внаслідок військового конфлікту опинилися в якості вимушених переселенців у інших країнах, або внутрішньо переміщених осіб і часто не в найкомфортніших місцях з точки зору доступу до лікаря та до медичних послуг, телемедицина може забезпечити консультацію лікаря високої кваліфікації.

Телемедицина – це комплекс дій, технологій і заходів, які використовуються шляхом будь-яких дистанційних методів зв'язку для обміну інформацією між пацієнтом та його лікарем. Це може бути відеозв'язок, аудіозв'язок, чат, тощо [14].

Звернімося до статистичних даних. За інформацією національної служби здоров'я України, з початку 2023 року і до 1 грудня 2023 року попит на телемедичні лікарські консультації на платформі eHealth щомісячно збільшується на 15-20%.

Це є наслідком великого попиту на якісні лікарські консультативні послуги і утруднення офлайн доступу до відповідних послуг.

Загалом, у світі початок струмкого розвитку телемедицини припадає на 2000 рік. Відомі міжнародні компанії на зразок Microsoft, Intel, Amazon, Apple, Meta зіграли в просуванні телемедицини ключову роль.

Вони добре відчували відповідні тенденції і попит на ринку медичних послуг. До того ж, різко зростають глобальні інвестиції від цих компаній в телемедицину. Для прикладу, тільки за один 2021 рік вони перевищили 6 млрд. доларів США.

Згідно прогнозів, світовий ринок телемедицини з 2023 до 2028 р. зросте з 85 млрд. дол. США до 342 млрд. дол. США, а загальний річний індекс зростання дорівнює 26,1%.

Розглянемо в якості прикладу проведення офтальмологічної операції на рогівці ока пацієнта за допомогою телемедичного комплексу. Лікареві, який може знаходитися за багато тисяч кілометрів, треба ретельно побачити дефекти рогівки ока пацієнта на операційному столі або порадити, як треба діяти в тому чи іншому випадку онлайн нейрохірургу, що з'єднує на операційному столі судини, кожна з яких має діаметр менший за 100 мкм.

Тому телемедицина – це обов'язково додаткове обладнання і програмне забезпечення. Камера найкращого смартфона тут не підійде. Зображення у зверхрозрізненні (4K) має, наприклад, робот Lite v.3 компанії «Teladoc» (рис. 4.11).



Рисунок 4.11 – Обладнання і програмне забезпечення телемедичного комплексу «Teladoc»

Внаслідок застосуванню програмного забезпечення камерою керує лікар, що надає віддалену консультацію. Він може наводити zoom і самостійно збільшувати ділянки, які йому потрібно розгледіти детальніше (рис. 4.12).

Комплекс апаратури Sigmafon застовується в телемедичній технології фірми System Carebits, використовується вагітними жінками для того, щоб записувати серцебиття дитини, а потім за допомогою телефону і встановленого на ньому програмного забезпечення передавати цю інформацію на телефон лікаря.



Рисунок 4.12 – Консультація дистанційного лікаря впродовж хірургічної операції

Розроблено і активно використовуються спеціальні прилади для вимірювання на відстані таких параметрів стану здоров'я пацієнта, як температура тіла, запис кардіограми (рис. 4.13), артеріальний тиск (рис. 4.14) тощо входять до телемедичного пристрою Home Doctor. Ці прилади дозволяють лікарю здійснювати обстеження онлайн, таким чином, якість

надання лікарських онлайн послуг нічим не відрізняється від аналогічних послуг, які б отримав пацієнт у випадку присутності лікаря коло пацієнта.



Рисунок 4.13 – Прилад дистанційного зняття ЕКГ



Рисунок 4.14 – Прилад дистанційного виміру рівня артеріального тиску

Не останню роль відіграє телемедицина і у можливості влаштування спільних відеоконференцій для консультування складних пацієнтів і для обміну професійним досвідом між окремими лікарями, в тому числі у обміні техніками і технологіями лікування між лікарями з різних міст і країн світу.

Все сказане вище лише підтверджує нагальну необхідність розвитку сучасних медичних моніторингових систем і систем надання медичних онлайн-послуг, починаючи з найпростіших систем телемедицини, зокрема і за допомогою телекомунікаційних мереж і застосунків типу ЛІКАР У СМАРТФОНІ [16].

ВИСНОВКИ

В процесі роботи над дипломним проектом була синтезована структурна електрична схема пристрою для оцінки рівня гемоглобіну в крові людини, розраховані елементи схеми електричної принципової, зокрема схему стабілізатора блока живлення, та виконаний конструктивний розрахунок мережевого трансформатора. З проведеного розрахунку надійності приладу витікає, що термін безвідмовної роботи його складе 12,5 років. В дипломному проекті розраховані витрати на проектування і виготовлення одного екземпляру пристрою, економічна ефективність застосування його в медицині, термін повернення витрат складе менше 6 місяців, що значно коротше нормативного.

В роботі розроблено міри по збереженню навколишнього середовища, протипожежній безпеці, охороні праці та техніці безпеки.

Пристрій простий і зручний у використанні, не потребує спеціальної підготовки і обслуговування. На мочку вуха вдягається кліпса з фотоопромінювачем та фотоприймачем. В залежності від вмісту гемоглобіну в крові людини змінюється оптична щільність та коефіцієнт пропускання мочки вуха. Функціональна залежність між рівнем гемоглобіну та оптичною щільністю відома, і в мікропроцесорній частині пристрою перетворюється у показники гемоглобіну. Цифровий чотирьохрозрядний індикатор пристрою показує вміст гемоглобіну у крові людини.

У спроектованого пристрою є і недоліки, основний з них – невисока точність виміру. Тому, у разі необхідності діагностування малокров'я пацієнту треба зробити повторний звичайний лабораторний аналіз крові на гемоглобін, і уточнювати цей показник традиційним методом. Безперечна перевага даного способу експрес-аналіза – швидкість, простота і безкровність результатів обстеження.

Зараз нікого не вражає послуга «банк у смартфоні», адміністративні послуги в смартфоні, покупка їжі, речей, одяжі, квитків, замовлення таксі, зі смартфона через інтернет. Неінвазивний метод виміру гемоглобіну дає швидкі і надійні відомості про стан здоров'я пацієнта.. Великою перевагою його є придатність до обміну даними вимірів через бездротові мережі зі смартфонами, планшетами, ноутбуками, базами даних персональних комп'ютерів або хмарними базами даних, що дає можливість моніторити стан здоров'я людини в реальному масштабі часу і своєчасно реагувати лікарів на загрозливі стани здоров'я пацієнта (прообраз лікарні в смартфоні) [16].

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Дмитрук В.В. Оптико-електронні методи діагностування в біомедицині / В.В. Дмитрук, Н.В. Белік, С.О. Штельмах // Біомедичні оптико-електронні системи та прилади. – 2021. – №2. – С.145-153.
2. Павлов С.В. Біомедичні оптико-електронні системи і апарати. Ч.1. Неінвазивні методи діагностики серцево-судинної системи / С.В. Павлов та ін. – Вінниця, ВНТУ, 2023. – 142 с.
3. Фурно Г Микрокомпьютерные медицинские системы: Проектирование и применения / Г. Фурно и др. – М: Мир, 1983. – 546 с.
4. Павлов С.В. Аналіз лазерних систем для біомедичних досліджень / С.В. Павлов, Мохамед Ель-Хатіб // Вісник ВПІ, 2002. – № 1. – С. 65-71.
5. Кожем'яко В.П. Оптико-електронна геоінформаційно-енергетична система біомедичного призначення / В.П. Кожем'яко, С.В. Павлов, О.В. Шевченко, В.В. Дмитрук // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2006. – №2(12). – С. 192-196.
6. Неймарк Ю.И. Распознавание образов и медицинская диагностика / Ю.И. Неймарк. – М.: Наука, 1972. – 328 с.
7. Ротштейн А.П. Медицинская диагностика на нечеткой логике / А.П. Ротштейн – Винница: Континент, 1996. – 132 с.
8. Мустецов Н.П. Инструментальные методы медико-биологических исследований / Н.П. Мустецов. – Х.: ХТУРЭ, 1999. – 345 с.
9. Олейник В.П. Методы медико-биологических исследований / В.П. Олейник, С.Н. Кулиш, В.Е. Овчаренко. – Х.: Нац. аэрокосм. ун-т «Харьк. авиац. ин-т», 2003. – 354 с.
10. Попечителей Е.П. Инженерные аспекты медико-биологических исследований / Е.П. Попечителей. – Л.: ЛЭТИ, 1985. – 238 с.

11. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика / А.Н. Ремизов. – М.: Высш. шк., 1987. – 432 с.
12. Смердов А.А. Біомедичні вимірювальні перетворювачі / А.А. Смердов, Є.В. Сторгун. – Л.: Львівська політехніка, 1997. – 456 с.
13. Уэбб С. Физика визуализации изображений в медицине: в 2-х томах: Пер. с англ. / С.Уэбб. – М.: Мир, 1991. – Т. 2. – 408 с.
14. Дорош Н.В. Мобільні технології для моніторингу показників стану здоров'я/ Н.В. Дорош, К.І. Ільканич, О.І. Дорош, І.Р. Бойко // Вісник соціальної гігієни та організації охорони здоров'я України. – 2017. – № 3 (73). – С.47-49.
15. Дорош О.І. Медичний мобільний пристрій на базі ОС ANDROID / О.І. Дорош // Вісник Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут». Збірник наукових праць. Серія: Інформатика та моделювання. – Харків : НТУ «ХПІ». – 2015. – № 32 (1141). – С. 60-68.
16. Бойко О.В. Інформаційна система на основі технології AS4u для організації оздоровлення та реабілітації з модулем експрес-аналізу стану здоров'я / О.В. Бойко, Н.В. Дорош, К.І. Ільканич, О.І. Дорош // Інформатика. Культура. Техніка : матеріали V Українсько-німецької конференції, 22-26 травня 2017 р. – Одеса. – С. 51-52.
17. Терещук Р.М. Полупроводниковые приёмно-усилительные устройства / Р.М. Терещук. – К.: Наукова думка. – 1981. – 643 с.
18. Петухов В.М. Биполярные транзисторы средней и большой мощности сверхвысокочастотные и их зарубежные аналоги. Справочник / В.М. Петухов. – М.: КУБК-а. – 1997. – Т.4 – 544 с.
19. Аналоговые интегральные микросхемы для бытовой аппаратуры: Справочник. 2-е издание. – М.: Изд-во МЭИ, ПКФ «Печатное дело». – 1992. – 240 с.

20. Хрулев А.К. Диоды и их зарубежные аналоги. Справочник в трех томах / А.К. Хрулев, В.П. Черепанов. – М.: ИП. РадиоСофт. – 1998. – Т.2. – 640 с.

21. Петухов В.М. Маломощные транзисторы и их зарубежные аналоги. Справочник / В.М. Петухов. – М.: КУБК-а. – 1997. – Т.1. – 688 с.

22. Тареев Б.М. Электрорадиоматериалы / Б.М. Тареев. – М.: Высш. шк. – 1978. – 284 с.

23. Варламов В.Г. Кратный справочник конструктора РА / В.Г. Варламов. – М.: Сов. радио, 1972. – 654 с.

24. Фрумкин Г.Д. Расчет и конструирование РА / Г.Д. Фрумкин. – М.: Высш. шк., 1982. – 283 с.