

Вінницький національний технічний університет

(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет інформаційних електронних систем

(повне найменування інституту, назва факультету (відділення))

Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

(повна назва кафедри (предметної, циклової комісії))

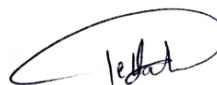
БАКАЛАВРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

Оптико-електронна система для оцінювання реологічних властивостей крові

Виконав: студент 4-го курсу, групи БМІ-186
спеціальності 163 – Біомедична інженерія

(шифр і назва напрямку підготовки, спеціальності)



Баккалі Делал

(прізвище та ініціали)

Керівник: д.т.н., професор каф. БМІОЕС



Павлов С.В.

(прізвище та ініціали)

10.06.2022 р.

Опонент: д.т.н., професор, зав. каф. ІРТС

Осадчук О.В.

(прізвище та ініціали)

« ____ » _____ 2022 р.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС

к.т.н., доц. **Коваль Л.Г.**

(прізвище та ініціали)

10.06.2022 р.

Вінниця ВНТУ - 2022 рік

ЗМІСТ

ВСТУП	4
РОЗДІЛ 1. Фізико-хімічні властивості крові та медичні аспекти аналізу реології	7
1.1 Медичні аспекти для визначення стану людини по складу крові	7
1.1.1 Основні функції крові	8
1.1.2 Фізико-хімічні властивості крові	9
1.1.3 Елементи крові	13
1.2 Оптичні методи та пристрої для дослідження показників крові	18
1.2.1 Загальні положення про прилади для дослідження крові	20
1.2.2 Гемоцитометр автоматичний ГЦМА-01В	21
1.2.3 Гемоглобінометр фотоелектричний ГФ-Ц04	24
1.2.4 Глюкоаналізатор еСКАН-Г	25
1.2.5 Гемокоагулометр ГKM-01	27
1.2.6. Фотодинамічний гемокоагулометр ФГK	30
1.3. Класифікація геометричних вимірювань елементів крові на цифровому зображенні	33
1.4 Обґрунтування вибору елементної бази для оптоелектронної системи аналізу біомедичних зображень	38
1.5. Висновок	42
РОЗДІЛ 2. Технічна частина	43
2.1 Розробка структурної і функціональної схем оптико-електронної системи аналізу показників крові	43
2.2 Схеми електрично-принципова блока оброблення зображень оптоелектронної системи аналізу показників крові	45
2.3 Обґрунтування вибору мікроконтролера	45
2.4 Алгоритм роботи блока контролю оптоелектронної системи аналізу показників крові	47
2.5 Розрахунок надійності блока введення біомедичної інформації	49
2.6 Розрахунок технологічності блока введення біомедичної інформації	51
2.7. Висновок	53

РОЗДІЛ 3. Техніко - економічне обґрунтування доцільності розробки оптико-електронної системи для аналізу показників крові	54
3.1 Суть технічної проблеми, що виникла на сучасному етапі розвитку науки, техніки і технології	54
3.2 Визначення конкурентів	55
3.3 Існуючі способи вирішення поставленої задачі	55
3.4 Прогноз величини попиту на нову розробку	57
3.5 Визначення ємності ринку	58
3.6. Висновок	58
РОЗДІЛ 4. Експериментальні дослідження	59
4.1 Оцінка візуальної якості цифрових зображень	60
4.2 Алгоритми лінійної фільтрації зображень	66
4.3 Порогова обробка	67
4.4 Медіанна фільтрація	74
4.5. Висновок	78
РОЗДІЛ 5. Охорона праці	79
5.1. Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи	80
5.1.1 Технічні рішення щодо безпечної організації робочого місця	80
5.1.2. Електробезпека	82
5.2 Технічні рішення з виробничої санітарії	83
5.2.1. Мікроклімат	83
5.2.2. Склад повітря робочої зони	84
5.2.3. Виробниче освітлення	85
5.2.4. Виробничий шум	86
5.3. Пожежна безпека	87
ВИСНОВКИ	90
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	91
ДОДАТКИ	96
Додаток А. Технічне завдання	96
Додаток Б Функціональна схема мікропроцесора	100
Додаток С Лістинг програми, що реалізовує оцінювання візуальної якості зображень	101
Додаток Д. Інтерфейс користувача	103

ВСТУП

На сучасному етапі розвитку автоматизованих систем управління існує велика необхідність створення інформаційних технологій з можливістю ретельного опису структур біомедичних зображень з метою встановлення точного діагнозу. На сьогоднішній день, окрім покадрового оброблення інформації, актуальним є створення систем з можливістю оброблення інформації за ознаками [1]. Рівень вимог до автоматизованих медичних систем для оброблення біомедичної інформації, які використовуються в даній області, незмінно підвищується, що вимагає застосування нових інформаційних методів та підходів до його реалізації [2 - 4].

Над даною проблемою працюють такі організації (фірми), як Shin-Nippon (Японія), Radiometer, Cas Medical System, Micromed і т. д. Основні наукові розробки та дослідження у цьому напрямку проводять наукові школи Стенфордського дослідного інституту (США), Вашингтонського державного університету (США), Оксфордського університету (Великобританія), Римського університету (Італія), Інституту кібернетики Латвії (Латвія), Інституту кібернетики ім. Глушкова (Україна), Вінницького національного технічного університету (Україна), де наукові розробки та дослідження у даному напрямку проводяться у науковій школі професора Кожем'яки-Павлова.

Таким чином, на сьогодні постає задача розроблення автоматизованих систем для аналізу біомедичних зображень, у тому числі на оптико-електронній елементній базі.

За допомогою таких оптико-електронних медичних систем для аналізу біомедичних зображень можливо визначення патологічних процесів, що має суттєве значення при аналізі патогенезу багатьох захворювань та їх ускладнень.

Тому **актуальною є задача** розроблення автоматизованої оптико-електронної системи при аналізі біомедичних зображень, яка дає можливість

застосовувати нові принципи та методи, зокрема, для оцінювання реологічних властивостей крові.

Метою магістерської дипломної роботи є створення оптико-електронної системи для аналізу показників крові, яка буде застосовна для виміру усіх основних показників крові на основі сучасної опто-електронної бази, що дозволить проводити більш якісну та ефективну діагностику, а також матиме можливість зв'язку з комп'ютером для збереження та подальшої обробки отриманих результатів.

Для досягнення поставленої мети при проведенні теоретичних досліджень необхідно розв'язати такі задачі:

1. Проаналізувати сучасний стан розвитку оптичних методів та оптико-електронних засобів для дослідження біомедичної інформації, зокрема, аналізу реологічних властивостей крові.
2. Провести вибір оптимального варіанту оптико-електронної системи для дослідження реологічних властивостей крові.
3. Розробити алгоритми попереднього оброблення біомедичної інформації.
4. Здійснити апаратно-програмну реалізацію оптико-електронної приладу для аналізу біомедичних зображень на основі дослідження елементів крові.

Об'єктом дослідження є процес визначення ознак біомедичних зображень на основі використання сучасних методів для аналізу біомедичної інформації шляхом застосування інформаційних технологій для підтримки прийняття рішень.

Предметом дослідження є геометричні розміри та інформаційні ознаки біомедичних даних на основі аналізі елементів крові.

Методи дослідження базуються на основних положеннях системного аналізу і теорії біомедичних засобів, математичного

модельовання для аналізу і синтезу для схемотехнічної реалізації, математичної статистики і комп'ютерної обробки біомедичної інформації, теорії алгоритмів і оптико-електронних ланцюгів для аналізу схем

Апробація результатів бакалаврської дипломної роботи.

Результати досліджень в бакалаврській кваліфікаційній роботі обговорювались на міжнародній науково-технічній конференції «Сучасні технології біомедичної інженерії» на базі Одеської Політехніки, Одеса, 25–27 травня 2022 р.

Джерела розробки:

1. Положення про кваліфікаційні роботи на першому (бакалаврському) рівні вищої освіти у Вінницькому національному технічному університеті /Уклад. А. О. Семенов, Л.П. Громова, О.В., Сердюк, Т.В. Макарова – Вінниця : ВНТУ, 2021 - 68 с.
2. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.
3. Бабюк Н., Тимчик С., **Баккалі Делал**. Оптичні методи та система для дослідження показників крові, «Сучасні технології біомедичної інженерії»: матеріали міжнародної науково-технічної конференції, 25–27 травня 2022 р. / за заг. ред. І. В. Прокоповича, Н. В. Манічевої ; Нац. ун-т «Одеська політехніка», Вінниця : ТОВ «Торговий дім «Альфа і Омега», 2022. – С. 151-155.
4. Фізичні основи біомедичної оптики : монографія / [Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Колісник П. Ф. та ін.] –Вінниця : ВНТУ, 2010.– 155 с.

РОЗДІЛ 1. Фізико-хімічні властивості крові та медичні аспекти аналізу реології

1.1 Медичні аспекти для визначення стану людини по складу крові

Отримавши біомедичне зображення з елементами крові потрібно знати, як правильно обробити цю інформацію, щоб в результаті, з точки зору медичної інтерпретації, отримати необхідні знання про стан досліджуваного об'єкта. В результаті проведених пошуків виявлено джерело потрібної нам інформації, яке допоможе проаналізувати зображення реології крові [1,2].

Вивчення кровотоку протягом останніх десятиліть створило новий розділ медичної науки - гемореологію [Бокерія та ін., 2004], яка вивчає закономірності функціонування крові як циркуляторної тканини, при фізіологічному стані організму, та в умовах патології [Меньшикова, 1987]. Перші дослідження реологічних властивостей крові за кордоном проводили такі науковці, як Abramson H.A., Azuma T., Casson N.A., Copley A.L., Dintenfass L., Ehrly A.M., Goldsmith H.L., Schmid-Schonbein H. В Росії значний внесок в вивчення даної проблеми були досягнуті Н.П. Александровой, Д.Е. Ваньковим, В.И. Губским, А.М. Ефименко, В.Н. Захарченко, Г.И. Козинцем, В.А. Левтовим, С.С. Харамоненко, А.Л. Чижевським [3].

В Україні основні напрямки досліджень проводились з безпосередньою участю таких науковців А.І.Тріщинського, Коробова А.М., Кожем'яка В.П., Павлова С.В., Висоцької О.В., Кривоносова В.Є. Спроби розробити загальноприйняті показники діагностики реологічних порушень наштовхнулись на багатофакторність та високу трудоемкість реологічних досліджень, що ускладнює ви використання цих методик в клінічній практиці. На основі сучасних поглядів [Гомон, Міщук, 2006] базова них на дослідженні в віскозиметрах, на ізольованих органах та в організмі, в'язкість

крові та агрегація еритроцитів є динамічною величиною - різною на відрізках великих артерій, судин середнього діаметру та капілярів. Тому найбільш інформативними є методики, що дають можливість досліджувати показники в'язкості крові на різних відрізках судинного русла, при різних напругах і швидкостях зрушення [3].

1.1.1. Основні функції крові

Основними функціями крові є транспортна, захисна і регуляторна, решта функцій, приписуваних системі крові, є лише похідними основних функцій. Всі три основні функції крові зв'язані між собою і не відділяються одна від одної.

Транспортна функція. Кров переносить необхідні для життєдіяльності органів і тканин різні речовини, гази і продукти обміну. Транспортна функція здійснюється як плазмою, так і форменими елементами. Останні можуть переносити всі речовини, що входять до складу крові. Багато хто з них переноситься в незмінному вигляді, інші вступають в нестійкі з'єднання з різними білками. Завдяки транспорту здійснюється дихальна функція крові. Кров здійснює перенесення гормонів, живильних речовин, продуктів обміну, ферментів, різних біологічно активних речовин, солей, кислот, лугів, катіонів, аніонів, мікроелементів і ін.

Захисні функції. Надзвичайно різноманітні. З наявністю в крові лейкоцитів зв'язаний специфічний (імунітет) і неспецифічний (головним чином фагоцитоз) захист організму. У складі крові містяться всі компоненти так званої системи комплементу, виконуючої важливу роль як в специфічній, так і неспецифічному захисту. До захисних функцій відноситься збереження циркулюючої крові в рідкому стані і зупинка кровотечі (гемостаз) у разі порушення цілісності судин.

Гуморальна регуляція діяльності організму. В першу чергу пов'язана з надходженням в циркулюючу кров гормонів, біологічно активних речовин і

продуктів обміну. Завдяки регуляторній функції крові здійснюється збереження постійності внутрішнього середовища організму, водного і сольового балансу тканин і температури тіла, контроль за інтенсивністю обмінних процесів, регуляція гемопоеза і інших фізіологічних функцій [1,5].

1.1.2. Фізико-хімічні властивості крові

Колір крові. Визначається наявністю в еритроцитах особливого білка - гемоглобіну. Артеріальна кров характеризується яскраво-червоним забарвленням, що залежить від вмісту в ній гемоглобіну, насиченого киснем (оксигемоглобін). Венозна кров має темно-червоне з синюватим відтінком забарвлення, що пояснюється наявністю в ній не тільки окисленого, але і відновленого гемоглобіну. Чим активніший орган і чим більше віддав кисню тканинам гемоглобін, тим більше темною виглядає венозна кров.

Відносна густина крові. Коливається від 1,058 до 1,062 і залежить переважно від змісту еритроцитів. Відносна густина плазми крові в основному визначається концентрацією білків і складає 1,029-1,031.

В'язкість крові. Визначається по відношенню до в'язкості води і відповідає 4,5-5,0. В'язкість крові залежить головним чином від змісту еритроцитів і у меншій мірі від білків плазми. В'язкість венозної крові дещо більше, ніж артеріальної, що обумовлене надходженням в еритроцити CO_2 , завдяки чому трохи збільшується їх розмір. В'язкість крові зростає при спорозненні депо крові, що містить більше число еритроцитів. В'язкість плазми не перевищує 1,8-2,1. При рясному білковому живленні в'язкість плазми, а отже, і крові може підвищуватися.

Осмотичний тиск крові. Осмотичним тиском називається сила, яка примушує переходити розчинник (для крові це вода) через напівпроникну мембрану з менш в більш концентрований розчин [15].

Осмотичний тиск крові залежить в основному від розчинених в ній низькомолекулярних з'єднань, головним чином солей. Близько 60% цього

тиску створюється NaCl. Осмотичний тиск в крові, лімфі, тканинній рідині, тканинах приблизно однаково і відрізняється постійністю. Навіть у випадках, коли в кров поступає значна кількість води або солі, осмотичний тиск не зазнає істотних змін. При надмірному надходженні в кров вода швидко виводиться нирками і переходить в тканини і клітини, що відновлює початкову величину осмотичного тиску. Якщо ж в крові підвищується концентрація солей, то в судинне русло переходить вода з тканинної рідини, а нирки починають посилено виводити солі. Продукти переварення білків, жирів і вуглеводів, що всмоктуються в кров і лімфу, а також низькомолекулярні продукти клітинного метаболізму можуть змінювати осмотичний тиск в невеликих межах.

Підтримка постійності осмотичного тиску виконує надзвичайно важливу роль в життєдіяльності кліток [15].

Онкотичний тиск. Є частиною осмотичного і залежить від вмісту крупномолекулярних з'єднань (білків) в розчині. Хоча концентрація білків в плазмі досить велика, загальна кількість молекул через їх велику молекулярну масу відносна, мало, завдяки чому онкотичний тиск не перевищує 30 мм рт. ст. Онкотичеське тиск виконує важливу роль в регуляції водного обміну. Чим більше його величина, тим більше за воду утримується в судинному руслі і тим менше за неї переходить в тканині і навпаки. Він впливає на утворення тканинної рідини, лімфу, сечі і всмоктування води в кишечнику. Тому кровозамінні розчини повинні містити в своєму складі колоїдні речовини, здатні утримувати воду. При зниженні концентрації білка в плазмі розвиваються набряки, оскільки вода перестане утримуватися в судинному руслі і переходить в тканині.

Температура крові. Багато в чому залежить від інтенсивності обміну речовин того органу, від якого відтікає кров, і коливається в межах 37-40°C. При русі крові не тільки відбувається деяке вирівнювання температури в різних судинах, але і створюються умови для віддачі або збереження тепла в організмі.

Концентрація водневих іонів і регуляція рН крові. У нормі рН крові відповідає 7,3. Коливання величини рН крові у край незначні. Так, в умовах спокою рН артеріальної крові відповідає 7,4, а венозної - 7,34. У клітинах і тканинах рН досягає 7,2 і навіть 7,0, що залежить від освіти в них в процесі обміну речовин «кислих» продуктів метаболізму. При різних фізіологічних станах рН крові може змінюватися як в кислу (до 7,3), так і в лужну (до 7,5) сторону. Значніші відхилення рН супроводжуються важкими наслідками для організму. Так, при рН крові 6,95 настає втрата свідомості, і якщо ці зрушення в найкоротший строк не ліквідовуються, то неминуча смерть. Якщо ж концентрація іонів H^+ зменшується і рН стає рівним 7,7, то наступають важкі судоми (тетанія), що також може привести до смерті.

В процесі обміну речовин тканини виділяють в тканинну рідину, а отже, і в кров «кислі» продукти обміну, що повинно приводити до зрушення рН в кислу сторону. Так, в результаті інтенсивної м'язової діяльності в кров людини може поступати протягом декількох хвилин до 90 г молочної кислоти. Якщо це кількість молочної кислоти додати до об'єму дистильованої води, рівного об'єму циркулюючої крові, то концентрація іонів H^+ зростає в ній в 40000 разів. Реакція ж крові за цих умов практично не змінюється, що пояснюється наявністю буферних систем крові. Крім того, в організмі постійність рН зберігається за рахунок роботи нирок і легких, видаляючих з крові CO_2 , надлишок солей, кислот і підстав (лугів).

Суспензійна стійкість крові (швидкість осідання еритроцитів - ШОЕ). Кров є суспензією, оскільки формені елементи її знаходяться в плазмі в зваженому стані. Суспензія еритроцитів в плазмі підтримується гідрофільною природою їх поверхні, а також тим, що еритроцити (як і інші формені елементи) несуть негативний заряд, завдяки чому відштовхуються один від одного. Якщо негативний заряд формених елементів зменшується, що може бути обумовлене адсорбцією таких позитивно заряджених білків, як фібріноген, γ -глобуліни, парепротейни і ін., то знижується електростатичний «розпір» між еритроцитами. При цьому еритроцити, склеюючись один з

одним, утворюють так звані монетні стовпчики. Одночасно позитивно заряджені білки виконують роль міжеритроцитних містків. Такі «монетні стовпчики», застряючи в капілярах, перешкоджають нормальному кровопостачанню тканин і органів.

Якщо кров помістити в пробірку, заздалегідь додавши в неї речовини, перешкоджаючі згортанню, то через деякий час можна побачити, що кров розділилася на два шари: верхній складається з плазми, а нижній є форменими елементами, головним чином еритроцити. Виходячи з цих властивостей, Фарреус запропонував вивчати суспензійну стійкість еритроцитів, визначаючи швидкість їх осідання в крові, здатність згущуватися якої усувалася попереднім додаванням цитрата натрію. Цей показник одержав найменування «швидкість осідання еритроцитів (ШОЕ)».

Величина ШОЕ залежить від віку і статі. У новонароджених ШОЕ рівна 1-2 мм/год, у дітей старше за 1 рік і у чоловіків - 6-12 мм/год, у жінок - 8-15 мм/год, у літніх людей обох статей - 15-20 мм/год. Найбільший вплив на величину ШОЕ здійснює вміст фібріногена: при збільшенні його концентрації більше 4 г/л ШОЕ підвищується. ШОЕ різко збільшується під час вагітності, коли вміст фібріногена в плазмі значно зростає. Підвищення ШОЕ спостерігається при запальних, інфекційних і онкологічних захворюваннях, а також при значному зменшенні числа еритроцитів (анемія). Зменшення ШОЕ у дорослих людей і дітей старше за 1 рік є несприятливою ознакою.

Величина ШОЕ залежить більшою мірою від властивостей плазми, ніж еритроцитів. Так, якщо еритроцити чоловіка з нормальною ШОЕ помістити в плазму вагітної жінки, то еритроцити чоловіка осідають з такою ж швидкістю, як і у жінок при вагітності [15].

1.1.3. Елементи крові

Всі елементи крові - еритроцити, лейкоцити і тромбоцити - утворюються в кістковому мозку з єдиної поліпотентної, або плюріпотентної стовбурної клітини (ПСК).

У кістковому мозку всі кровотворні клітини зібрані в кетязі, які оточені фібробластами і ендотеліальними клітинами.

Не дивлячись на те, що всі клітини крові є нащадками єдиної кровотворної клітини, вони несуть різні специфічні функції, в той же час спільність походження наділила їх і загальними властивостями. Так, всі клітини крові, незалежно від їх специфіки, беруть участь в транспорті різних речовин, виконують захисні і регуляторні функції.

Еритроцити

У крові людини еритроцити мають переважно форму двоввігнутого диска. Поверхня диска в 1,7 рази більше, ніж поверхня тіла такого ж об'єму, але сферичної форми; при цьому диск змінюється без розтягування мембрани клітини. Поза сумнівом, форма двоввігнутого диска, збільшуючи поверхню еритроцита, забезпечує транспорт більшої кількості різних речовин. Крім того, така форма дозволяє еритроцитам закріплюватися у фібриновій мережі при утворенні тромбу. Але головна перевага полягає у тому, що форма двоввігнутого диска забезпечує проходження еритроцита через капіляри. При цьому еритроцит перекручується в середній вузькій частині, його вміст з ширшого кінця перетікає до центру, завдяки чому еритроцит вільно входить у вузький капіляр. Форма еритроцитів здорових людей змінюється від двоввігнутої лінзи до тутової ягоди.

Еритроцит оточений плазматичною мембраною, що проникна для катіонів Na^+ і K^+ , вона особливо добре пропускає O_2 , CO_2 , Cl^- і HCO_3^- . Розміри еритроцита вельми мінливі, але в більшості випадків їх діаметр

рівний 7,5-8,3 мкм, товщина - 2,1 мкм, площа поверхні - 145 мкм³, об'єм - 86 мкм³.

У нормі число еритроцитів у чоловіків рівне $4\text{-}5 \cdot 10^{12}/\text{л}$, або 4 000 000 - 5 000 000 в 1 мкл. У жінок число еритроцитів менше і, як правило, не перевищує $4,5\text{-}10^{12}/\text{л}$.

У людини з масою тіла 60 кг загальне число еритроцитів дорівнює 25 трильйонам.

У нормі число еритроцитів схильне до незначних коливань. При різних захворюваннях кількість еритроцитів може зменшуватися. Подібний стан носить назву «еритропенія» і часто супроводжується недокрив'ям або анемією. Збільшення числа еритроцитів позначається як «еритроцитоз».

Гемоглобін і його з'єднання

Основні функції еритроцитів обумовлені наявністю в їх складі особливого білка - гемоглобіну. Молекулярна маса гемоглобіну людини рівна 68 800. Гемоглобін складається з білкової (глобін) частини і частин, що містить залізо(гем). На 1 молекулу глобіну доводиться 4 молекули гема.

У крові здорової людини вміст гемоглобіну складає 120-165 г/л (120-150 г/л для жінок і 130-160 г/л для чоловіків). У вагітних зміст гемоглобіну може знижуватися до 110 г/л, що не є патологією.

Основне призначення гемоглобіну - транспорт O_2 і CO_1 . Крім того, гемоглобін володіє буферними властивостями, а також здатністю зв'язувати деякі токсичні речовини. Гем складається з молекули порфірина, в центрі якої розташований іон Fe^{2+} , здатний приєднувати O_1 . Гемоглобін, що приєднав O_2 , носить найменування оксигемоглобіну (HNO_2); гемоглобін, що віддав O_2 , називається відновленим, або зредукованим (НН). У артеріальній крові переважає зміст оксигемоглобіну, від чого її колір приймає яскраво-червоне забарвлення. У венозній крові до 35% всього гемоглобіну доводиться на НН. Крім того, частина гемоглобіну через амінну групу

зв'язується з CO_2 , утворюючи карбогемоглобін (HNCO_2), завдяки чому переноситься від 10 до 20%, що всього транспортується кров'ю CO_1 .

Гемоглобін здатний утворювати досить міцний зв'язок з CO . Це з'єднання називається карбоксигемоглобіном (HNCO). Спорідненість гемоглобіну до CO значно вище, ніж до O_2 , тому гемоглобін, що приєднав CO , нездатний зв'язуватися з O_1 . Проте при вдиханні чистого O_2 різко зростає швидкість розпаду карбоксигемоглобіна, чим користуються на практиці для лікування отруєнь CO [15].

Показник кольору крові

Про вміст в еритроцитах гемоглобіну судять по так званому колірному показнику, або фарб-індексу (F_i , від farb - колір, index - показник) - відносній величині, що характеризує насичення в середньому одного еритроцита гемоглобіном. F_i - процентне співвідношення гемоглобіну і еритроцитів, при цьому за 100% (або одиниць) гемоглобіну умовно приймають величину, рівну 166,7 г/л, а за 100% еритроцитів - $5 \cdot 10^{12}$ /л. Якщо у людини зміст гемоглобіну і еритроцитів рівний 100%, то колірний показник рівний 1. У нормі F_i коливається в межах 0,75-1,0 і дуже рідко може досягати 1,1. В цьому випадку еритроцити називаються нормохромними. Якщо F_i менше 0,7, то такі еритроцити недонасичені гемоглобіном і називаються гіпохромними. При F_i більше 1,1 еритроцити іменуються гіперхромними. В цьому випадку об'єм еритроцита значно збільшується, що дозволяє йому містити велику концентрацію гемоглобіну. В результаті створюється помилкове враження, ніби еритроцити перенасичені гемоглобіном.

Функції еритроцитів

Еритроцитам властиві три основні функції: транспортна, захисна і регуляторна.

Транспортна функція еритроцитів полягає у тому, що вони транспортують O_2 і CO_2 , амінокислоти, поліпептиди, білки, вуглеводи,

ферменти, гормони, жири, холестерин, різні біологічно активні з'єднання (простагландіни, лейкотрієни і ін.), мікроелементи і ін.

Захисна функція еритроцитів полягає у тому, що вони виконують істотну роль в специфічному і неспецифічному імунитеті і беруть участь в судинному - тромбоцитарному гемостазі, згортанні крові і фібрinolізі.

Регуляторну функцію еритроцити здійснюють завдяки гемоглобіну, що міститься в них; регулюють рН кров, іонний склад плазми і водний обмін. Проникаючи в артеріальний кінець капіляра, еритроцит віддає воду і розчинений в ній O_2 і зменшується в об'ємі, а переходячи у венозний кінець капіляра, забирає воду, CO_2 і продукти обміну, поступаючи з тканин і збільшується в об'ємі.

Завдяки еритроцитам багато в чому зберігається відносна постійність складу плазми. Це торкається не тільки солей. У разі збільшення концентрації в плазмі білків еритроцити їх активно адсорбують. Якщо ж вміст білків в крові зменшується, то еритроцити віддають їх в плазму.

Еритроцити є носіями глюкози і гепаріна, володіючого вираженою протизвертаючою дією. Ці з'єднання при збільшенні їх концентрації в крові проникають через мембрану всередину еритроцита, а при зниженні - знов поступають в плазму.

Лейкоцити

Лейкоцити, або білі кров'яні тельця, є утвореннями різної форми і величини. По будові лейкоцити ділять на дві великі групи: зернисті, або гранулоцити, і незернисті, або агранулоцити. До гранулоцитів відносяться нейтрофіли, еозинофіли і базофіли, до агранулоцитам – лімфоцити і моноцити. Своє найменування клітини зернистого ряду одержали від здатності забарвлюватися фарбами: еозинофіли сприймають кислу фарбу, базофіли – лужну (гематоксилін), а нейтрофіли – і ту, і іншу.

У нормі кількість лейкоцитів у дорослих людей коливається від 4,5 до 8,5 тис в 1 мм³ або 4,5-8,5·10⁹/л. Збільшення числа лейкоцитів носить назву

лейкоцитозу, зменшення – лейкопенії. Лейкоцитоз може бути фізіологічні і патологічні, тоді як лейкопенії зустрічаються тільки при патології.

Розрізняють наступні види фізіологічного лейкоцитозу:

Харчовий. Виникає після їди. При цьому число лейкоцитів збільшується трохи (в середньому на 1-3 тис. В мкл) і рідко виходить за межу верхньої фізіологічної норми. При харчовому лейкоцитозі велика кількість лейкоцитів скоплюється в підслизистій основі тонкої кишки. Тут вони здійснюють захисну функцію – перешкоджають попаданню чужорідних агентів в кров і лімфу. Харчовий лейкоцитоз носить перерозподільвальний характер і забезпечується надходженням лейкоцитів в кровотік з депо крові.

Кістковий. Спостерігається після виконання важкої м'язової роботи. Число лейкоцитів при цьому може зростати в 3-5 разів. Величезна кількість лейкоцитів при фізичному навантаженні скоплюється в м'язах. Кістковий лейкоцитоз носить як перерозподільчий, так і істинний характер, оскільки при ньому спостерігається посилення кістково мозкового кровотворення.

Емоційний. Як і лейкоцитоз при больовому роздратуванні, носить перерозподільчий характер і рідко досягає високих показників.

При вагітності. Велика кількість лейкоцитів скоплюється в підслизистій основі матки. Цей лейкоцитоз в основному носить місцевий характер. Його фізіологічне значення полягає не тільки в попередженні попадання інфекції в організм породіллі, але і в стимулюванні скоротливої функції матки.

Тромбоцити

Тромбоцити, або кров'яні пластинки, утворюються з гігантських клітин червоного кісткового мозку - мегакаріоцитів. У кістковому мозку мегакаріоцити щільно притиснуті до проміжків між фібробластами і ендотеліальними клітинами, через які їх цитоплазма виходить назовні і служить матеріалом для утворення тромбоцитів. У кровотоку тромбоцити мають круглу або злегка овальну форму, діаметр їх не перевищує 2-3 мкм. У тромбоцита немає ядра, але є велика кількість гранул (до 200) різної будови.

При зіткненні з поверхнею, відмінною по своїх властивостях від ендотелію, тромбоцит активується, розпластується і у нього з'являється до 10 відростків, які можуть в 5-10 разів перевищувати діаметр тромбоцита. Наявність цих відростків важлива для зупинки кровотечі.

У нормі число тромбоцитів у здорової людини складає $2-4 \cdot 10^{11}/\text{л}$, або 200-400 тис. в 1 мкл. Збільшення числа тромбоцитів носить найменування «тромбоцитоз», зменшення - «тромбоцитопенія». У природних умовах число тромбоцитів схильне до значних коливань (кількість їх зростає при больовому роздратуванні, фізичному навантаженні, стресі), але рідко виходить за межі норми. Як правило, тромбоцитопенія є ознакою патології і спостерігається при променевої хворобі, природжених і придбаних захворюваннях системи крові.

Основне призначення тромбоцитів - участь в процесі гемостаза. Важлива роль в цій реакції належить так званим тромбоцитарним чинникам, які зосереджені головним чином в гранулах і мембрані тромбоцитів. Частину з них позначають буквою P (від слова platelet - пластинка) і арабською цифрою (P1, P2 і т.д.).

Тромбоцити беруть участь в захисті організму від чужорідних агентів. Вони володіють фагоцитарною активністю, містять IgG, є джерелом лізоциму і б-лізинів, здатних руйнувати мембрану деяких бактерій. Крім того, в їх складі знайдені пептидні чинники, що викликають перетворення «нульових» лімфоцитів в Т- і В- лімфоцити. Ці з'єднання в процесі активації тромбоцитів виділяються в кров і при травмі судин захищають організм від попадання хвороботворних мікроорганізмів [15].

1.2. Оптичні методи та пристрої для дослідження показників крові

Оптичні методи засновані на законах випромінювання, поширення і взаємодії світла з речовиною. До них відносять методи прямого візуального спостереження і контролю медично-біологічних об'єктів з використанням лінз,

мікроскопів, освітлювачів, фото- і кіноапаратури, а також спеціальних пристроїв - ендоскопів, застосовуваних при бронхоскопії, гастроскопії й ін. Частина методів умовно виділяють у самостійний розділ - так звана фізіологічна оптика; ці методи дозволяють вивчати процеси сприйняття світла оком людини. Для цих цілей застосовують офтальмометри, офтальмоскопи, адаптометри, очні рефрактометри, що дають можливість досліджувати гостроту зору, абсолютну чутливість ока й ін.

До найбільш широко розповсюджених в біології і медицині оптичних методів належить спектроскопія. Розрізняють електронну спектроскопію (ультрафіолетову і видиму), коливальну й обертальну (інфрачервону, комбінаційного розсіювання, а також мікрохвильову і радіоспектроскопію). Областю застосування є визначення атомного і молекулярного складу речовини, її структури, концентрації й ін.

Спектральний аналіз по характеру розв'язуваних задач можна поділити на елементний (визначення складу зразка по елементах), ізотопний (визначення складу зразка по ізотопах), молекулярний (визначення молекулярного складу зразка) і структурний (визначення структурних складових молекулярного з'єднання). Для проведення спектрального аналізу використовують спектроскопи, спектрографи, спектрометри і спектрофотометри. Поряд з останніми при аналізі складу, концентрації і структури речовин використовують колориметри і фотометри.

Різні види спектрального аналізу дозволяють одержати інформацію про структуру біологічно важливих молекул і про їх взаємодію з іншими компонентами.

Концентрація і властивості оптично активних молекул досліджуються спеціальним оптичним методом - поляриметриєю, заснованою на вимірі за допомогою поляриметрів кута обертання площини поляризації проходячого через оптично активне середовище поляризованого світла. Метод поляриметрії використовується в медичній практиці для визначення концентрації цукру в сечі, вуглеводів у рослинній сировині, концентрації і

стану білків і нуклеїнових кислот, для дослідження активності ферментів, що розщеплюють вуглеводи, і ін.

У медицині використовується також метод рефрактометрії, заснований на вимірі показника заломлення світла в досліджуваному середовищі. Він застосовується для визначення чистоти дистильованої води, концентрації сахарози, вмісту білка в сироватці крові, аналізу розчинів для ін'єкцій, препаратів лікарських сумішей, для виміру концентрації спирту в настоянках. По величині показника заломлення можна визначити вологість різних харчових продуктів, зміст білка в молоці. Методи рефрактометрії використовуються при дослідженні рефракції ока.

Існують оптичні методи, що дозволяють вимірити величину розсіювання світла об'єктом (колоїдними розчинами, суспензіями, різними суспензіями й ін.). Прилади, призначені для дослідження світлорозсіювання, одержали назву нефелометрів і турбідиметрів. За допомогою цих методів визначають молекулярну масу і розміри різних макромолекул (білків, нуклеїнових кислот) і часток у колоїдних розчинах, суспензіях, а також одержують інформацію про характер міжмолекулярних взаємодій[2].

1.2.1. Загальні положення про прилади для дослідження крові

Дослідження крові проводять у наступних медичних лабораторіях:

- клінічних (на гемоглобін, лейкоцити);
- серологічних (на венеричні захворювання);
- бактеріологічних (на малярію, жовтяницю й ін.);
- імунологічних (на СНІД і інші імунні патології);
- біологічних (на резус-фактор, групу крові й ін.).

Основні клінічні показники крові (норма для дорослої людини):

- гемоглобін (13,2.. 16,4 г/100 моль);
- еритроцити, червоні кров'яні тільця (4..5,1 1/л);
- кольоровий показник, враховують гемоглобін і еритроцити (82..1,05);

- лейкоцити, показник запальних процесів, містять у собі цілий ряд складових: сегментоядерні, еозинофіли, лімфоцити й ін. (4...8,8)1/л;
- швидкість осідання еритроцитів (1..10);
- протромбін;
- холестерин.

Приклади промислових приладів:

- лічильник гемоцитометричний АД.3.056.108;
- гемоглобінометр ГФ-Ц-04;
- гемоцитометр ГЦМА-01В;
- гемокоагулометр ГKM-01; .
- коагулометр електромагнітомеханічний еМКО-02;
- пікоскаль PS-5;
- соеметр ПС-3;
- екопресс-аналізатор глюкози еСКАН-5;
- глюкометр ONE TOUCH 11 (США).

1.2.2. Гемоцитометр автоматичний ГЦМА-01В

Прилад ГЦМА-01В призначений для виміру і цифрової індикації кількості формених елементів крові (лейкоцитів і еритроцитів) у суспензіях крові при клініко-лабораторних дослідженнях.

Основні технічні характеристики приладу:

- вимірювана кількість формених елементів (105...1015);
- погрішність виміру - 10 %;
- час цифрового відліку - 15 с.

Функціональна схема гемоцитометра показана на рис. 1.1.

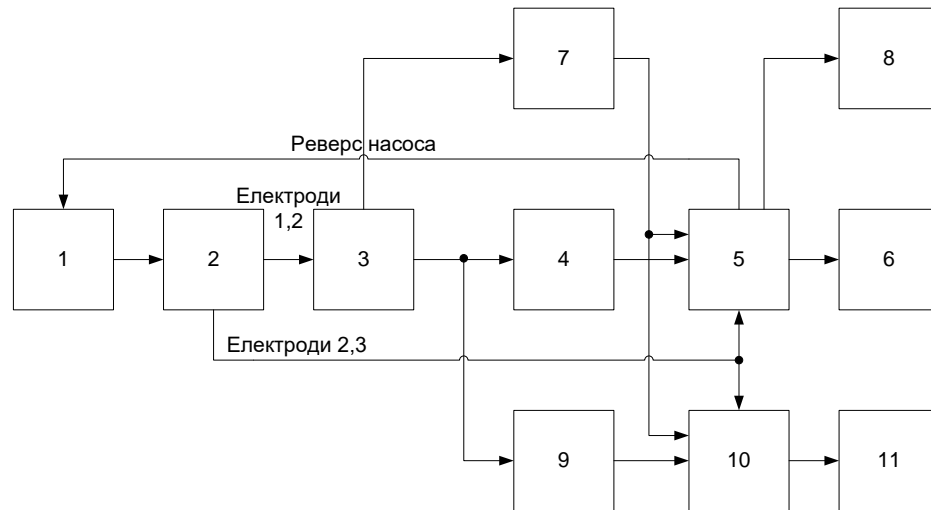


Рисунок 1.1 – Функціональна схема автоматичного гемоцитометра

Загальний принцип дії приладу кондуктометричний, тобто принцип виміру опору електролітичного розчину крові, що проходить через капілярний отвір, при наявності в розчині формених елементів. Опір розчину і формених елементів різний; тому при потраплянні в капіляр формених елементів змінюється опір капілярного проміжку.

На схемі (рис. 1.1) позначені: 1 – насос, 2 – датчик, 3 – підсилювач, 4, 9 - дискримінатори по амплітуді імпульсів (лейкоцити крупніше еритроцитів, тому вони викликають великі по амплітуді імпульси опору), 5, 10 - мікроєвм, 7 - пристрій контролю засмічення по частоті проходження імпульсів, 6, 11 - індикаторний блок, 8 - блок звукового сигналу засмічення капіляра. На рис. 1.2 показана структурна схема гемоцитометра автоматичного: 1, 2, 3 - електроди, 4 - вимірювальна трубка, 5 - капілярний отвір [3].

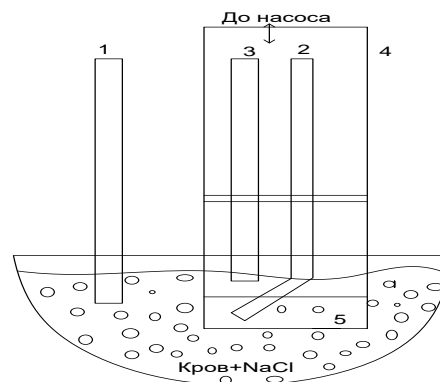


Рисунок 1.2 – Структурна схема гемоцитометра автоматичного

У датчику насос прокачує рідину (з розведенням крові 1:80 000) з вимірювальної трубки 4 у загальний резервуар через капілярний отвір 5 (періодично в одну й іншу сторони). Для контролю напрямку підкачування використовуються електроди 1, 2, 3. Якщо електроліт замикає проміжок між електродами 2 і 3, то насос починає викачувати із трубки електроліт, якщо електроліт розмикає проміжок між електродами 1 і 2, тобто рівень електроліту у вимірювальній трубці нижче електрода 2, то насос починає подавати електроліт у вимірювальну трубку.

На структурній схемі (рис. 1.2) інформація про міжелектродні опори надходить від датчиків на електродах 2, 3 прямо в мікро ЕОМ і від датчиків на електродах 1, 2 - через дискримінатор.

Формені елементи, проходячи через капілярні отвори діаметром 72 ± 3 мкм, створюють імпульси опору різної амплітуди (лейкоцити крупніше еритроцитів, тому їхні імпульси мають велику амплітуду), що перетворюються в імпульси напруги, збільшуються підсилювачем 3, селектуються по амплітуді дискримінаторами (4 - пропускає імпульси від лейкоцитів і 9 – від еритроцитів). Ці імпульси передаються на вхід мікро ЕОМ, підраховуються і далі надходять на блок індикації.

Мікро ЕОМ подає сигнал на блок звукової сигналізації, якщо частота проходження формених імпульсів менше граничної у випадку засмічення капіляра, і припиняє рахунок формених елементів. При цьому необхідно промивати вимірювальну трубку з капіляром. Приладом досліджується також електроліт на вміст сторонніх формених елементів перед його використанням для одержання розчину крові.

За допомогою приладу ГЦМА-01В можна побудувати еритрограму - криву Грайс-Джонса розподілу еритроцитів по діаметру[3]. Він реалізований на мікросхемній елементній базі.

1.2.3. Гемоглобінометр фотоелектричний ГФ-Ц04

Прилад ГФ-Ц04 призначений для визначення масової концентрації гемоглобіну в крові.

Основні технічні характеристики приладу:

- вимірювана масова концентрація - 0...250 г/л;
- погрішність виміру - не більш 5%;
- кількість індукуємих розрядів – 3.

Функціональна схема гемоглобінометра ГФ-Ц04 представлена на рис.

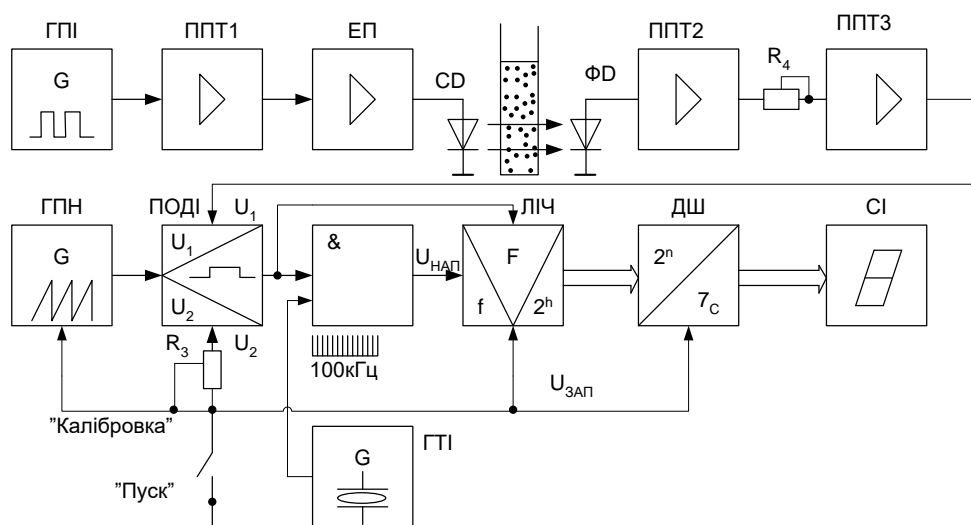


Рисунок 1.3 – Функціональна схема гемоглобінометра ГФ-Ц04

На рис. 1.3 позначені: ДШ, ГТІ і ГПН – генератори прямокутних, тактових імпульсів і пилкоподібної напруги, ПОДІ - перетворювач напруг у тривалість імпульсів, ППТ 1, 2, 3 - підсилювачі постійного струму, ЕП – емітерний повторювач, ЛІЧ – лічильник, Д - дешифратор, СІ – світлодіодний індикатор.

ГПІ формує імпульси тривалістю 7-10 мс і періодом повторення 0,8...1 с. Ці імпульси проходять через лінійний підсилювально-вимірювальний тракт і мають на виході ППТ3 амплітуду U_1 , пропорційну оптичному коефіцієнту пропускання досліджуваного розчину гемоглобінціаніда. При

замиканні кнопки "ПУСК" починають формуватися пилкоподібні і прямокутні імпульси на виходах ГПН і ПОДІ, а також обнуляються ЛЧ і ДШ. У момент збігу амплітуди пилкоподібної напруги й опорної напруги U_2 на виході ПОДІ починається імпульс U_T , що закінчується в момент збігу амплітуд пилкоподібної напруги і вимірювальних імпульсів U_1 . Імпульс заповнюється в елементі 2І-НІ тактовими імпульсами частоти 100 кгц від ГТІ (рис. 1.4).

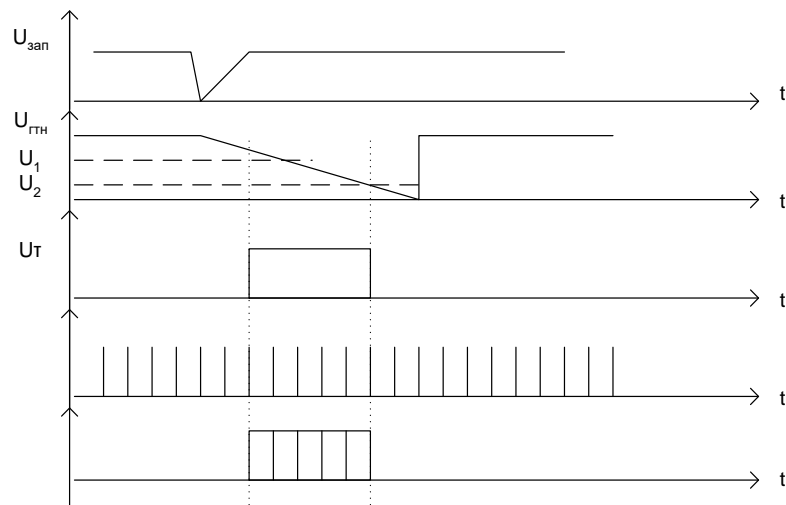


Рисунок 1.4 – Формування імпульсів гемоглобінометра фотоелектричного

Кількість рахункових імпульсів U "і" нараховується ЛЧ, дешифрується ДШ і індукується СІ.

Схема приладу виконана на мікросхемах, переважно на операційних підсилювачах[4].

1.2.4. Глюкоаналізатор еСКАН-Г

Прилад еСКАН-Г призначений для експрес-аналізу глюкози в пробах цільної крові й в інших біологічних рідинах.

Технічні характеристики приладу наступні:

- діапазон виміру концентрації глюкози - 2...30 ммоль/л;

- погрішність - 8%;
- дискретність виміру - три знаки;
- продуктивність – 30 аналізів у годину.

Функціональна схема глюкоаналізатора еСКАН-Г зображена на рис.

1.5.

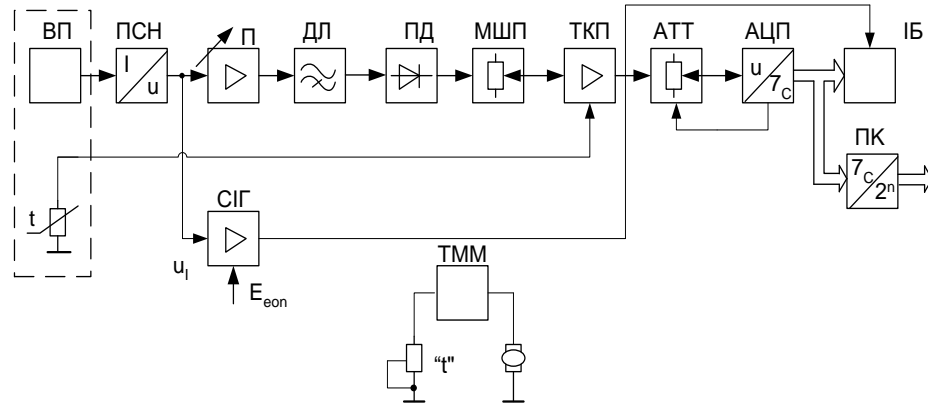


Рисунок 1.5 – Функціональна схема глюкоаналізатора еСКАН-Г

На рис. 1.5 позначені: ТММ – таймер магнітної мішалки, ВП – вимірювальний перетворювач, ПСН – перетворювач струму в напругу, П – підсилювач, ДЛ – диференціюємий ланцюг, ПД – піковий детектор, МШП – масштабуючий пристрій, ТКП – термокомпенсуючий пристрій, АТТ – аттенюатор, ІБ – індикаторний блок, ПК – перетворювач коду, СІГ – схема індикації готовності.

Принцип роботи приладу заснований на електрохімічному амперометричному дослідженні продуктів реакції глюкози, каталізуємої ферментом глюкозоксидазою. Після введення проби піпеткою у мембрані МГ – 1 відбувається реакція окислювання глюкози. При цьому на виході «корпус – платиновий електрод» виникає струм, залежний від концентрації глюкози. Робочою ділянкою перетворювача є ділянка ненульової крутості, де швидкість наростання струму пропорційна концентрації глюкози. Початкову ділянку нелінійної зміни струму в часі з виміру виключають (рис. 1.6).

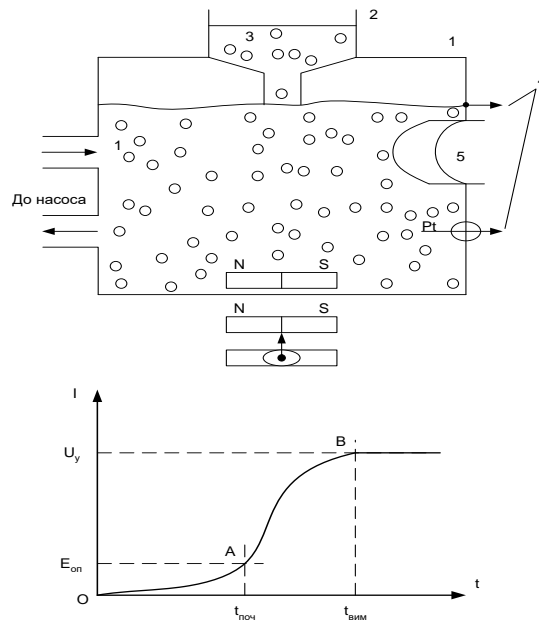


Рисунок 1.6 – Схема введення проби в глюкоаналізатора еСКАН-Г

У приладі перетворюється швидкість зміни струму на ділянці АВ у концентрацію глюкози. Напряуга з виходу ПСН підсилюється підсилювачем, диференціюється ДЦ, постійна складова виділяється ПД і проходить через МШП, що служить для калібрування приладу. У ТЧУ вноситься виправлення вимірів за рахунок температурної погрішності. Далі сигнал надходить через АТТ на АЦП. АТТ дискретний – «1:1» і «1:10». При переповненні АЦП по ланцюзі ОС в аттенюатор надходить команда «перейти на більш грубу межу 1:10»[5].

З АЦП семисегментний код надходить на індикатор і через ПК – на будь-які зовнішні пристрої. СИГ включає індикатор у момент часу $t_{\text{поч}}$ на час виміру $t_{\text{вим}}$ (близько 10...13 с).

1.2.5. Гемокоагулометр ГKM-01

Прилад ГKM-01 призначений для виміру і цифрової індикації параметрів згортання крові – часу реакції і площі коагуляції. Функціональна схема гемокоагулометра ГKM-01 зображена на рис. 1.7.

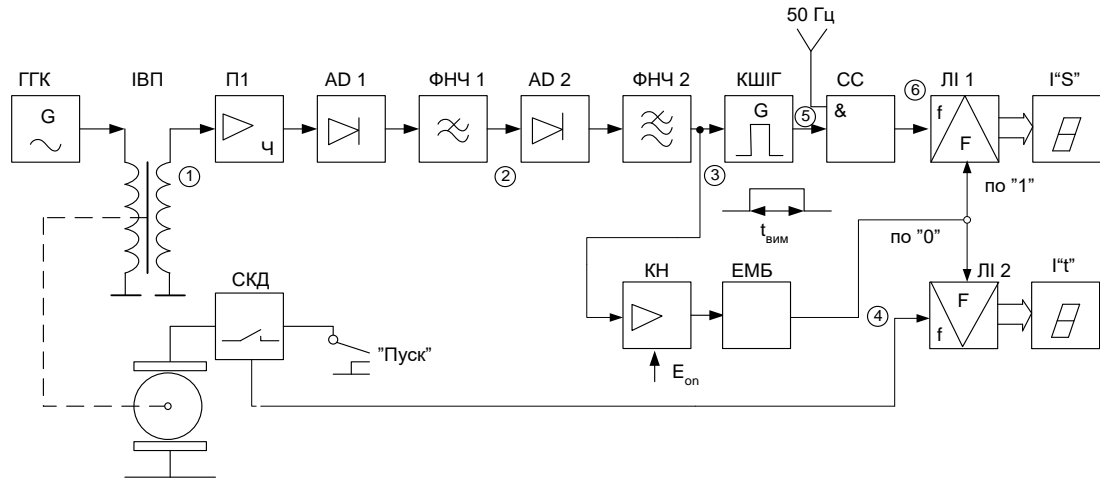


Рисунок 1.7 – Функціональна схема гемокоагулометра ГKM-01

На рис. 1.7 позначені: КН – компаратор напруги, ЕМБ – електронно-механічний блок, ІВП – індуктивно-вимірювальний перетворювач, ГГК – генератор гармонійних коливань частоти 1 кГц, П1 – підсилювач, АД – амплітудний детектор, ФНЧ – фільтр нижніх частот, КШПГ – керований широтно-імпульсний генератор, СП – схема порівняння, ЛІ – лічильник імпульсів, I'S – індикатор площі коагуляції, I't – індикатор часу готовності, СКД – схема керування двигуном.

Загальний принцип приладу – перетворення пружних властивостей крові в перемінну напругу за допомогою електромеханічного перетворювача індукційного струму.

На рис. 1.7 позначені: КН – компаратор напруги, ЕМБ – електронно-механічний блок, ІВП – індуктивно-вимірювальний перетворювач, ГГК – генератор гармонійних коливань частоти 1 кГц, П1 – підсилювач, АД – амплітудний детектор, ФНЧ – фільтр нижніх частот, КШПГ – керований широтно-імпульсний генератор, СП – схема порівняння, ЛІ – лічильник імпульсів, I'S – індикатор площі коагуляції, I't – індикатор часу готовності, СКД – схема керування двигуном.

СКД являє собою автогенератор на електромеханічному реле ($F = 0,08$ Гц, $T = 12$ с) і здійснює реверс обертання двигуна по черзі в одну сторону й

іншу. При цьому кювета з кров'ю робить обертальні коливання з періодом $T = 12$ с. (рис. 1.8).

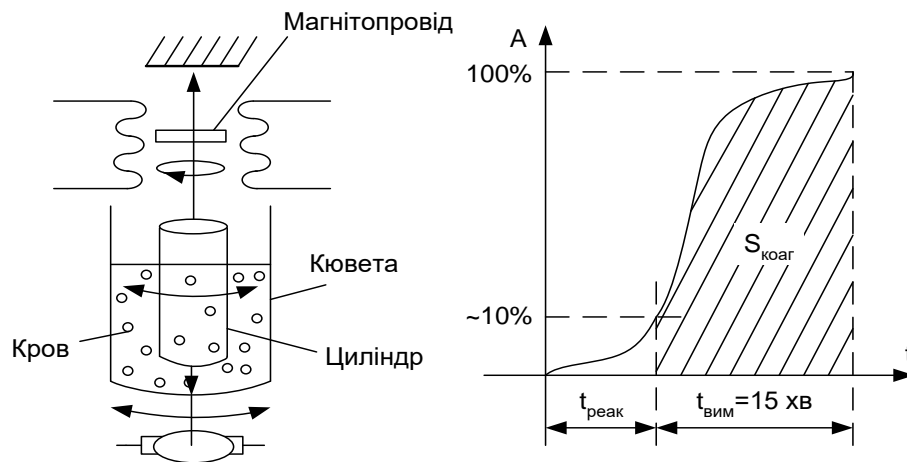


Рисунок 1.8 – Структурна схема кювети з кров'ю гемокоагулометра

Циліндр зв'язаний до динамічного ІВП і в такт із коливаннями кювети змінює коефіцієнт трансформації ІВП. Амплітуда цієї зміни визначається в'язкістю крові: чим більше в'язкість, тим з більшою амплітудою обертається циліндр.

На мал. 1.9 показані епюри сигналів у різних точках схеми (див. рис. 1.7). У точці 1 є коливання частотою 1 кГц, промодульоване по амплітуді коливанням циліндра вимірювального перетворювача, причому глибина модуляції визначається в'язкістю крові. Це амплітудно-модульоване коливання детектується АД1, фільтрується ФНЧ1 і виходить сигнал, показаний на епюрі 2. Перемінна складова цього сигналу випрямляється АД2, на виході ФНЧ2 виходить змінна напруга U_z , величина якої пропорційна в'язкості крові. При перевищенні напруги U_z рівня $E_{оп}$ на виході компаратора напруги формується логічна одиниця і запускається ЕМБ із таймером на 15 хв, що формує імпульс з $t_{зм} = 15$ хв. Він є імпульсом «воріт» лічильників СІ1 і СІ2. «Ворота» для СІ1 мають тривалість $t_{зм}$, а для СІ2 – $t_{реак}$. На рахунковий вхід СІ2 надходять імпульси від схеми керування (рис 1.9)[5].

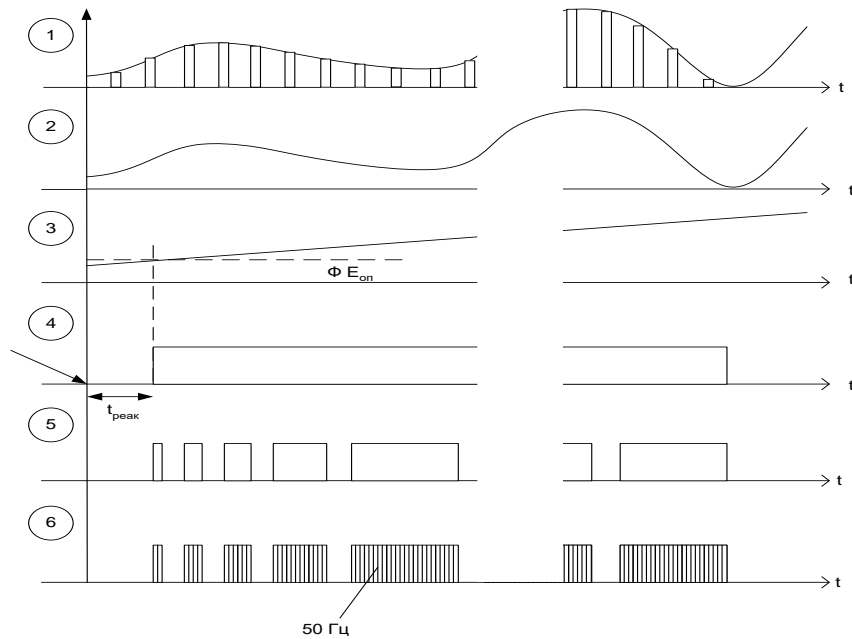


Рисунок 1.9 – Зображення сигналів у різних точках схеми гемокоагулометра

1.2.6. Фотодинамічний гемокоагулометр ФГК

Прилад призначений для дослідження параметрів згортаємості крові, зокрема, для зняття фотокоагулограм крові в умовах медичних лабораторій різного профілю.

В основі роботи фотокоагулографа лежить вимір оптичних властивостей субстрату, що згортається, у процесі модуляції довжини оптичного променя пульсуючої газової порожнини. Потік світла від джерела 1 проходить через конденсатор 2, оптично прозоре вікно 3 порожнього світловода 4, субстрат 6, прозоре дно 8 кювети 5 і падає на фотоперетворювач (фотодіод). Внутрішній об'єм світловода пов'язаний трубопроводом 14 з настановним 13 і робочим 10 насосами. Поршень останнього за допомогою кривошипно-шатунного механізму 11 приводиться в рух по гармонійному закону електродвигуном 12. Фотодіод підключається до підсилювача, зібраному на мікросхемі Д0140УД6. Пишучий потенціометр КСП-4 реєструє вихідну напругу, пропорційну інтенсивності світла, що падає

на фотоперетворювач. Опір R_4 служить для регулювання вихідної напруги, R_6 — для установки нульової точки на діаграмній шкалі пишучого приладу.

Схема приладу приведена на рис. 1.10.

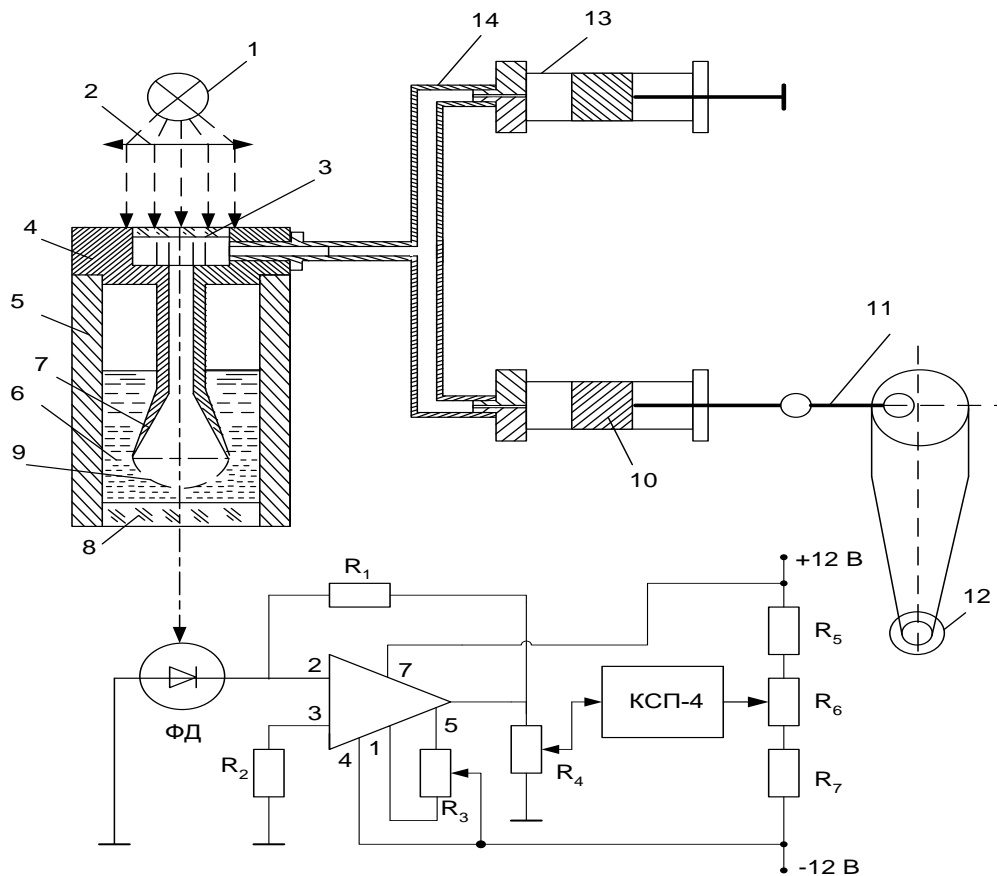


Рисунок 1.10 – Структурна схема динамічного гемокоагулометра ФГК

Дослідження на фотокоагулографі здійснюється в такий спосіб. Кювету 5 заповнюється субстратом, що коагулює, і за допомогою настановного насоса 13 у світловоді створюється такий тиск, щоб границя поділу повітря – субстракт збігалася з площею підстави конуса 7 світловода. При включенні робочого насоса його поршень робить гармонійні коливання з частотою ω . На границю поділу з боку газу діє перемінний тиск $P = P_m \sin(\omega t)$.

У результаті руху субстрату між стінками кювети і світловода на кінці конуса утвориться газова порожнина 9, форма якої визначає співвідношення сил, що діють на границю роздгнула (силами тиску газу, поверхневого

натягу і тиску стовпа рідкого субстрату в кюветі). Амплітуда зміни вихідного сигналу в процесі коливання газової порожнини:

$$U_m = U_{\max} - U_{\min} \approx \frac{\alpha \beta I_0 P_m}{S O R \omega}, \quad (1.1)$$

де α - коефіцієнт, що описує ослаблення інтенсивності за рахунок відображення на границі роздгнугла поглинання і розсіювання світла;

β - коефіцієнт перетворення вимірювальної системи;

I_0 - інтенсивність падаючого світла;

S_0 - площа підстави конуса світловода;

R - гідродинамічний опір.

У фотокоагулографі мінімальне значення вихідного сигналу при постійних параметрах вимірювальної системи (β, I_0) визначається тільки оптичними властивостями — коефіцієнтом ослаблення α .

Амплітуда коливань залежить, крім того, ще від величини гідродинамічного опору і частоти зміни тиску у світловоді. Ці результати дають підставу використовувати пропонований спосіб для роздільного дослідження оптичних і реологічних властивостей субстрату, що коагулює. Для аналізу фотокоагулограми необхідно врахувати, що швидкість убування U_{\min} зі збільшенням α більше, ніж швидкість зростання U_m . Результати теоретичного аналізу були зіставлені з даними експериментальних спостережень.

Достоїнства приладів фотодинамічного типу:

- фотодинамічний спосіб має більш високу чутливість, особливо на ранніх етапах гемокоагуляції;

- у фотокоагулографі використовується оптичний спосіб реєстрації, що не змінює властивостей субстракта, тому що його деформація здійснюється границею поділу з газовим середовищем;

- описаний фотодинамічний метод за допомогою фотокоагулографа дозволяє вивчити окремі фази в інтегральному процесі коагуляції

(діагностичними параметрами можуть служити тимчасові амплітудні показники, а також швидкості окремих етапів);

- за допомогою фотокоагулографа можна за досить короткий час в одній пробі одержати діагностичну інформацію[4].

1.3. Класифікація геометричних вимірювань елементів крові на цифровому зображенні

Класифікація похибок визначення координат точок контура об'єкта для різних варіантів введення експериментальних в комп'ютер наведена в табл. 1.1. Дана класифікація враховує тільки ті із можливих похибок і викривлень на цифрових зображеннях в складі експериментальних даних, які мають вплив на результати геометричних вимірювань.

Методичні похибки залежать тільки від зворотного варіанту ведення відеозображень в комп'ютер, методів обробки цифрових зображень і загальних характеристик апаратних і програмних засобів. Всі методичні похибки входять до загальної схеми теоретичного розрахунку похибок геометричних вимірювань.

Інструментальні похибки визначаються коректними екземплярами або моделями апаратних засобів, що використовуються для формування відеозображень і їх введення в комп'ютер.

Основні відомості про інструментальні похибки викладено в таких роботах:

- геометричні викривлення растра – [7, 14];
- похибки виготовлення ПЗЗ-матриці - [13];
- систематичні і випадкові похибки АЦП – [25];
- внутрішні шуми в пристроях формування відеозображення - [2, 3, 13, 14].

Похибка, обумовлена наявністю шуму у відеосигналі на вході АЦП входить до загальної схеми теоретичного розрахунку похибок геометричних вимірювань.

Таблиця 1.1 – Похибки визначення координат точок контура об'єкта на цифровому зображенні

Методичні		Інструментальні	
Систематичні	Випадкові	Систематичні	Випадкові
1. Викривлення форми сигналу яскравості через обмеження смуги частот (тільки при використанні відеокамери). 2. Особливості методів обробки дискретних значень яскравості у програмних засобах.	3. Похибка дискретизації в ПЗЗ-матриці. 4. Похибка дискретизації в АЦП (тільки при використанні відеокамери і пристрою введення відеозображень). 5. Похибка квантування сигналу яскравості по рівню.	6. Геометричні викривлення растра в оптичній системі (дситорсія). 7. Похибки виготовлення ПЗЗ-матриці (похибки розташування і форми елементів матриці). 8. Систематичні похибки АЦП (відмінність характеристики перетворення від ідеальної).	9. Різні зовнішні і внутрішні шуми в оптичній і електронній частинах пристроїв формування відео зображень. 10. Випадкові похибки в АЦП.

Вплив інших типів інструментальних похибок буде оцінено шляхом експериментального дослідження для текстового відеозображення.

При розрахунку геометричних розмірів об'єктів і інших метричних характеристик цифрового зображення на основі координат точок контурів цих об'єктів виникають похибки, що властиві будь-яким методам обчислень з використанням цифрових засобів обробки інформації [11, 24, 28]. Це трансформована похибка, яка є наслідком загальної похибки вимірювання координат точок, похибка методу обчислень, пов'язана з використанням чисельних методів [24, 29], і похибка обчислень, пов'язана з особливостями реалізації обчислювальних операцій в універсальній ЕОМ [23, 25, 27] або в

спеціалізованому цифровому пристрої [26, 27]. Вплив цих похибок на результат обчислень враховано в загальній схемі теоретичного розрахунку похибок геометричних вимірювань.

Висновки. Виконано класифікацію похибок геометричних вимірювань на цифровому зображенні для різних варіантів введення експериментальних даних в комп'ютер. Ця класифікація є основою для розробки загальної схеми теоретичного розрахунку похибок геометричних вимірювань.

Загальна похибка вимірювань координат точок контура об'єкта є сумою багатьох складових частин, які обумовлені дією різних факторів.

Пропонується загальна схема обчислень похибок геометричних вимірювань (рис. 1.11).

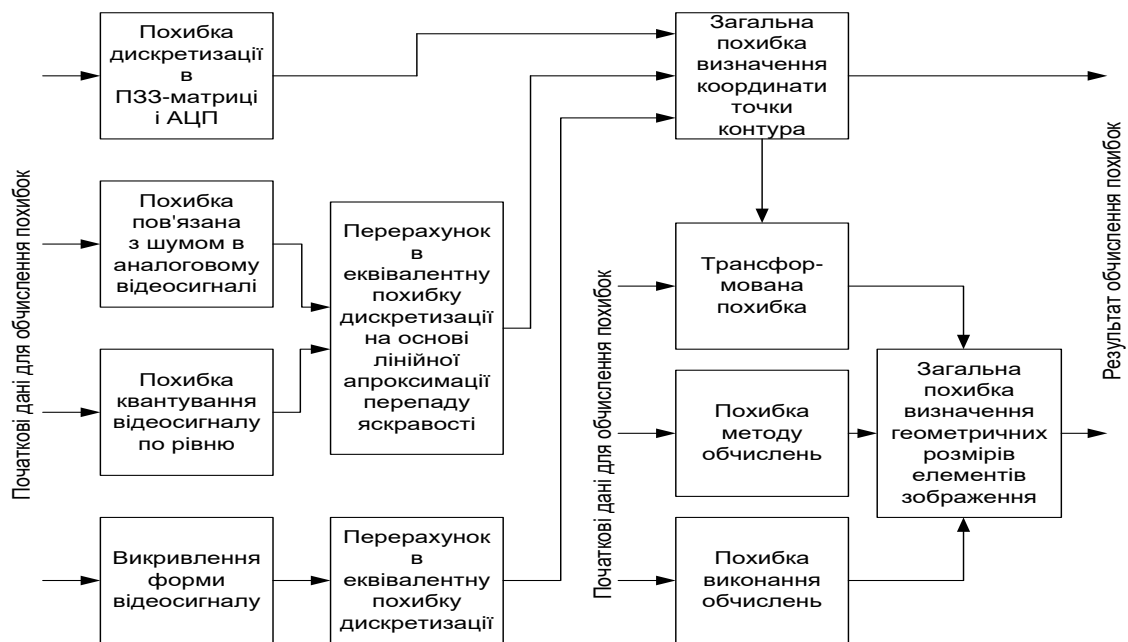


Рисунок 1.11 – Загальна схема теоретичного розрахунку похибок геометричних вимірювань

Основні складові частини загальної похибки вимірювання координат точок контура:

- похибки дискретизації при аналого-цифровому перетворенні відеосигналу в пристрої введення відеозображень в комп'ютер;
- похибки дискретизації, пов'язані із дискретною структурою перетворювача “світло-сигнал” (ПЗЗ-матриці) у відеокамері;

- похибки квантування по рівню при аналого-цифровому перетворенні відеосигналу;
- похибки, пов'язані з наявністю шумів в аналоговому відеосигналі;
- викривлення форми відеосигналу, пов'язані з обмеженням смуги частот відеосигналу.

Для визначення загальної похибки вимірювання координат точок необхідні такі початкові дані:

- розмір цифрового зображення в дискретних точках (інтервал дискретизації при оцифровці відеосигналу);
- кількість дискретних елементів по горизонталі і вертикалі (інтервал дискретизації) в ПЗЗ-матриці;
- кількість розрядів АЦП (рівнів квантування) при оцифровці відеосигналу;
- відношення сигнал/шум для аналогового відеосигналу;
- верхня межа смуги частот відеосигналу.

Перерахунок похибки квантування і похибки, обумовленої шумом у аналоговому відеосигналі, в еквівалентну похибку дискретизації виконується на основі лінійної апроксимації перепаду яскравості, який відповідає контуру на цифровому зображенні.

Викривлення форми відеосигналу виникають через обмеження верхньої межі смуги частот для схем, що підсилюють і перетворюють аналоговий відеосигнал. Для перерахунку цієї складової частини похибки в еквівалентну похибку дискретизації використовується представлення вказаних схем на верхніх частотах у вигляді інтегруючих кіл і розглядається проходження через них сигналу, що відповідає перепаду яскравості на зображенні.

При обчисленні геометричних розмірів елементів зображення і інших метричних характеристик зображення на основі координат точок контурів об'єктів мають місце такі похибки:

- трансформована похибка, яка є наслідком загальної похибки вимірювань координат точок;
- похибка методу обчислень, обумовлена використанням чисельних методів при обчисленні метричних характеристик зображення;
- похибка обчислень, пов'язана з особливостями реалізації обчислювальних операцій в універсальній ЕОМ або спеціалізованому цифровому пристрої.

Для визначення похибки вимірювання геометричних розмірів елементів зображення необхідні такі початкові дані:

- загальна похибка вимірювання координат контурних точок, які використовуються для визначення розміру зображення;
- формули і алгоритми, що використовуються при розрахунку геометричних розмірів; включаючи алгоритми чисельних методів, наприклад, для обчислення значень тригонометричних функцій;
- особливості реалізації обчислювальних операцій і розрядність пам'яті і арифметико-логічного пристрою в універсальній або спеціалізованій ЕОМ, що виконує обробку цифрових зображень.

Для знаходження загальних похибок вимірювання координат точок і геометричних розмірів елементів зображення використовуються такі методи підсумовування складових частин похибок:

- по методу максимуму-мінімуму знаходиться максимально можливе значення похибки шляхом арифметичного додавання максимально можливих значень складових частин цієї похибки;
- по теоретико-ймовірностному методу знаходиться середнє і середньоквадратичне значення загальної похибки шляхом квадратичного додавання значень складових частин цієї похибки.

Висновки. Запропоновано схему теоретичного розрахунку похибок геометричних вимірювань на цифровому зображенні. Наведено перелік початкових даних, необхідних для розрахунку похибок. Вказана схема

враховує всі складові частини похибок, які мають суттєвий вплив на визначення координат точок контура об'єкта і геометричних розмірів елементів зображення. Більш детально ці складові частини похибок розглянуто в наступних пунктах даного розділу.

1.4. Обґрунтування вибору елементної бази для оптоелектронної системи аналізу біомедичних зображень

Подальший ривок у технології і параметрах ПЗЗ був пов'язаний із появою прихованого каналу переносу і застосуванням прозорих електродів із полікристалічного кремнію, що різко підвищило чутливість приладів. Вже в середині 70-х років з'явилися перші комерційні матриці виробництва фірм Fairchild, Bell і RCA у США і Philips у Європі, сумісні з ТВ стандартом (тобто такі, що мають розділення по вертикалі 476 або 576 рядків - відповідно для американського або європейського стандартів розкладання, і щонайменше 350 елементів розкладання по горизонталі). А незабаром у Японії було налагоджено масове виробництво недорогих ПЗЗ прийнятної якості для побутової електроніки - і на зміну кінокамерам у масовому порядку прийшли відеокамери [5-7].

Революційний вплив зробили ПЗЗ на астрономію, де їх поява по ступеню впливу порівнюється хіба що з тим, що зробило застосування в якості засобу реєстрації фотопластинок замість людського ока (власне, саме астрономія стала тією першою галуззю людської діяльності, де фотоемульсія поступилася місцем кремнію).

З іншого боку, і вимоги, запропоновані астрономією, особливо космічного базування, до ПЗЗ, стимулювали розвиток технології їх виготовлення, і нині прилади з числом елементів 4096 на 4096 і з квантовим виходом біля 90% уже не є екзотикою.

І, нарешті, мікроскопія в медицині і біології, комп'ютерний зір і відеоконференції, системи орієнтації космічних апаратів і зчитувачі штрих-

коду, телефакс і сканер - все це теж стало можливим і доступним завдяки ПЗЗ.

Більше двадцяти років потому В. Бойл і Д. Сміт показали на примітивному «прародичі» сучасних приладів із зарядовим зв'язком (ПЗЗ), що між близько розташованими МОН-конденсаторами можливий обмін зарядами - зарядовий зв'язок. Маніпулюючи зсувами, що прикладаються до таких МОН-конденсаторів, можна накопичувати заряди, переміщати їх, розділяти, об'єднувати, тобто здійснювати аналогову і цифрову обробку інформації на дискретних, але пов'язаних між собою елементах.

Пристрій із зарядовим зв'язком - напівпровідниковий прилад, що має велику кількість близько розташованих і ізольованих від підкладки затворів (МДН-структур), під якими може відбуватися перенос до стоку інформаційних пакетів неосновних носіїв заряду, або інжекттованих із витоку, або виниклих у підкладці при впливі оптичного випромінювання.

З даного визначення можна виділити дві основні особливості ПЗЗ.

По-перше, це напівпровідниковий прилад, що належить до сімейства польових транзисторів. Проте принцип його роботи, подібно біполярним приладам, заснований на русі неосновних носіїв заряду.

По-друге, тому що єдиний (безперервний) провідний канал між витоком і стоком відсутній, а рух заряду відбувається від затвора до затвора, то для реалізації такого руху на затвори необхідно подавати відповідні напруги.

Тому ПЗЗ є динамічним ППП, функціонування якого можливо тільки при подачі напруги, що змінюється постійно за величиною керуючої напруги.

Сам принцип зарядового зв'язку дуже привабливий своєю простотою і витонченістю: інформація в ПЗЗ передається зарядами без проміжних перетворень заряду (струму) у потенціал і назад, як це відбувається у колі пов'язаних транзисторних елементів. ПЗЗ мають виняткову функціональну

широту: крім генерації сигналів, вони можуть виконувати будь-які дії, пов'язані в основному з накопиченням і перетворенням інформації.

Можна відзначити три основні сфери застосування ПЗЗ: перетворення випромінювання в електричний сигнал - фоточутливі ПЗЗ (ФПЗЗ); аналогова обробка інформації - лінії затримки, фільтри, запам'ятовуючі пристрої ПЗЗ (ЗП). Конструктивно-технологічні особливості ПЗЗ такі, що в них досягти високої інтеграції легше, ніж в інших ВІС. Наприклад, ФПЗЗ являють собою регулярний масив порівняно простих по топології елементів, для яких немає потреби виготовляти індивідуальні контакти.

У таблиці 1.2 розглянуто матриці деяких фірм, що є на даному етапі одними з головних виробників даної продукції. Також у таблиці приведено основні параметри матриць.

Таблиця 1.2 – Основні параметри матриць

Тип матриці	Тип чипа	Розмір у пікселях	Розмір у мм	Розмір пікселя, мкм	Темновий струм, ел/піксел / сек	Шум зчитування, ел.	Заряд насичення, е	Квант. ефф. (макс.)%	Разрядність, біт
Meade Instruments Corporation									
Pictor 201 XT	TC255	336 x 242	3.30x 2.4	10 x 10	17 (20 C)	36	70000	60	8
Pictor 208 XT	TC255	336 x 242	3.30x 2.4	10 x 10	1.6 (5 C)	36	70000	60	8
Pictor 416 XT	KAФ0400	768 x 512	6.9 x 4.6	9 x 9	0.2 (20 C)	15	85000	45	16
Pictor 1616XT	KAФ1600	1536x1024	13.8x 9.2	9 x 9	0.2 (20 C)	15	85000	45	16
SBIG Santa Barbara Instrument Group									
ST-4	TC211	192 x 164	2.6 x 2.6	13.75 x 16	250	150	80000	70	8
ST-237	TC237	640 x 480	4.7 x 3.6	7.4 x 7.4	5	15	20000	70	12
ST-6I (Spectr. version)	TC241	375 x 241	8.6 x 6.5	23 x 27	10	23	400000	60	16

ST-7	KAF 0400+ TC211	768 x 512	6.9 x 4.6	9 x 9	1	15	390000	45	16
ST-7I (Industrial)	KAF 0400+ TC211	765 x 510	6.9 x 4.6	9 x 9	1	15	390000	45	16
ST-8E	KAF 1600E+ TC211	1530x10 20	13.8x 9.2	9 x 9	1	15	40000	65	16
ST-8I (Industrial)	KAF 1600+ TC211	1530x10 20	13.8x 9.2	9 x 9	1	15	40000	45	16
ST-9E	KAF 0261E+ TC211	512 x 512	10.2x 10.2	20 x 20	1	13	180000	60	16
Starlight Xpress Ltd									
MX516	Sony ICX055 AL HyperH AD	500 x 290	4.9 x 3.6	9.8 x12.6	0.1	25	>120000	50	16
MX5-C	Sony ICX055 CK HyperH AD	500 x 290	4.9 x 3.6	9.8x 12.6	1	25	>120000	50	12
MX916	Sony ICX083 AL SuperHA D	376 x 290	8.7 x 6.5	23.2 x 22.4	0.1	15	>300000	60	16
HX5	Sony ICX084 AL HyperH AD	660 x 494	4.9 x 3.6	7.4 x 7.4	1	15	>40000	50	16
SXF	Sony ICX027 BL-6 HyperH AD	500 x 256	6.4 x 4.3	12.4 x 16.6	1 (-20 C)		>80000	50	12
SXL8	Philips FT12	1024 x 512	8.9 x 17	15 x 15	1 (-30 C)	20	>150000	50	12

Виходячи з умов застосування й експлуатації приладів, у яких будуть використовуватися ПЗЗ - матриці, по заданих параметрах можна вибрати тип матриці. За минулі роки в технології виготовлення ПЗЗ - матриць було

досягнуто значних успіхів. Але рівень світової техніки постійно підвищується, що, в свою чергу, спричиняє підвищення вимог до складових частин. Сьогодні діапазон випуску ПЗЗ - матриць охоплює як мініатюрні матриці з кроком елементів приблизно 3 на 5 мкм (одна з останніх розробок Sony), так і гігантські кристали форматом 5 тис. на 5 тис. елементів і розміром кристала майже 8 на 8 см (фірма DALSA, Канада). Впровадження існуючих матриць можуть як вирішувати існуючі проблеми, так і ставити нові задачі з підвищеними вимогами до виробників.

Тому для пристрою обробки біомедичних зображень буде доцільно застосовувати ПЗЗ – матриці, які по всім параметрам задовольняють вимоги до даного пристрою.

1.5. Висновок

1) Проведено аналіз патентної та науково-технічної літератури, розглянуті оптико-електронні системи для аналізу показників крові.

2) Досліджено параметри та характеристики двох найсучасніших типів оптичних датчиків – КМОП та ПЗЗ та зроблено вибір на користь ПЗЗ-сенсора, так як він найкраще задовольняє вимогам розробки.

РОЗДІЛ 2. Технічна частина

2.1 Розробка структурної і функціональної схем оптико-електронної системи аналізу показників крові

Розроблена структурна схема оптико-електронної системи аналізу показників крові наведена на рисунку 2.1

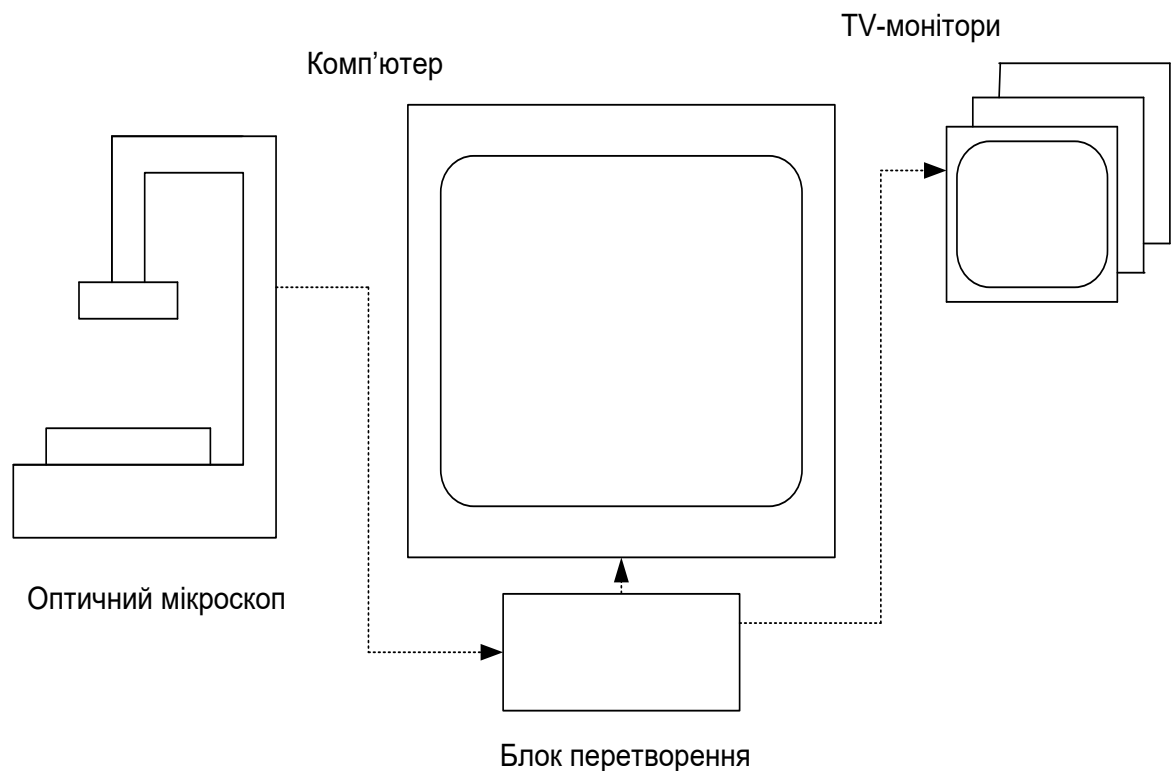


Рисунок 2.1 – Структурна схема системи аналізу показників крові

Електричний сигнал ПЗЗ-матриці, яка змонтована на оптичному приладі (оптичному мікроскопі), передається на блок перетворення, який перетворює електричний сигнал в цифровий код, доступний для сприйняття ІВМ-сумісного комп'ютера. Конфігурація і технічні характеристики базового приладу оптико-електронної системи аналізу показників крові відображені в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Конфігурація і технічні характеристики базового приладу оптико-електронної системи аналізу показників крові

Базовий медичний прилад	Оптичний мікроскоп
ПЗЗ-матриця:	+
чутливість, лк	0,1
Роздільна здатність, пікселів	1600x1200
формат	Bitmap. 256 град.яскр.ч/.
розмір зображення, Мб	0,4-0,8 б і кол

Пристрій обробки реологічних показників крові складається з оптичного мікроскопу, що містить: матрицю зображень, підсилювач, блоки балансу каналів і балансу білого, також блок управління підсиленням, аналогово-цифровий перетворювач, компенсатор рівня чорного, помножувач частоти, генератор управляючих і часових імпульсів і управляюча імпульсологіка, блок банку управляючих сигналів, SCCB інтерфейс та цифровий відео порт; блок оброблення зображень; регістри для зв'язку з монітором; блок контролю; інформаційний вихід пристрою та дисплей.

Пристрій обробки показників крові працює таким чином: сигнал з матриці подається на підсилювач, звідки підсилений сигнал подається на аналогово-цифровий перетворювач, в процесі передачі відбувається попередній аналіз сигналів за допомогою балансу білого та компенсатора рівня чорного, а також відбувається управління цими процесами за рахунок управління підсиленням, помножувача частоти, генератора управляючих і часових імпульсів, банку управляючих регістрів і SCCB інтерфейса. Відцифрований сигнал через цифровий відеопорт подається у блок оброблення зображень, де зображення порівнюються з еталонами і результат через регістри для зв'язку з монітором висвічується на моніторі. Якщо потрібна більш детальна обробка зображень то сигнал через блок управління і інформаційний вихід пристрою подається на комп'ютер.

2.2 Схема електрична-принципова блока оброблення зображень оптичелектронної системи аналізу показників крові

Розроблено схему електричну принципову блока оброблення зображень системи аналізу показників крові.

Блок оброблення зображень, є одним із основних функціональних блоків пристрою обробки показників крові. Він містить високопродуктивний 8-розрядний мікроконтролер STV0674, який містить сенсорний інтерфейс, що складається з 5 сенсорів і додаткових сигналів синхронізації (всі зв'язки між сенсорами, контроль, передача кольорів і синхронізація автоматично керовані), джерело живлення, яке складається з трансформатора T1(12В - 16В), випрямного містка VD (пропонується RMB2S фірми Vishay, пропускає струм до 0,5А, витримує зворотну напругу до 200В), регулятора напруги D1 (марка "LM78L05" Фірма "National Semiconductor"), регулятора напруги D2 (марка "LM78L18" Фірма "National Semiconductor"), регулятора напруги D3 (марка "LM78L33" Фірма "National Semiconductor"), конденсаторів C3,C5,C7(електролітичний конденсатор – 470 мкФ, 25В, 20%, марка "037RSM", фірма "BC-Components"), конденсаторів C4,C6,C8, (керамічний (X7R) – 0,1мкФ, 20%, SMD 1206, фірма "BC-Components"), резисторів.

2.3 Обґрунтування вибору мікроконтролера

STV0674 широкий по функціональним можливостям цифровий со-процесор, який легко узгоджується з матрицею сенсорів.

Властивості:

- апаратна обробка кольору та JPEG стискування зображень,
- збереження зображень,
- безпосередній зв'язок через USB,
- гнучкі зовнішні опції пам'яті:
 - SDRAM (8 чи 16 біт),

- FLASH – енергонезалежний запам'ятовуючий пристрій (дані та код),
 - Smartmedia Card для зємного збереження даних,
 - EEPROM для зберігання коду.
- Синхронний запис відео та аудіо безпосередньо у пам'ять,

STV0674 використовує комбінацію апаратних функцій та мікропрограм, щоб здійснювати необхідні функції. Наступні функції керуються через мікропрограми, а їх дія виконується апаратно через ніжки мікропроцесора

Сенсорний інтерфейс складається з 5- канального сенсорного виходу даних з додатковими сигналами синхронізації, тактуванням, і інтерфейсом I²C для конфігурації. Всі сенсорні зв'язки, контроль, обробка кольору, баланс білого, синхронізація керуються автоматично STV0674.

По умовчанню ROM забезпечує основні функції як наприклад, USB управління, управління пам'ятю, установки відеопроцесора, установка систем, і передача спеціалізованого кода в локальний SRAM.

SRAM может быть загрузеный з чіпа EEPROM через I²C чи з зовнішнього пристрою пам'яті. SRAM може бути загрузеный з ПК через USB.

Завантажувальник операційної системи ROM завантажить спеціалізований код мікропрограм з одного з наступних джерел, в порядку пріоритета: 1 EEPROM, 2 NAND, 3 PC.

Мікроконтролер має 32 Кбайт пам'яті ОЗУ для пам'яті мікропрограм і 32 Кбайт енергонезалежної пам'яті для збереження еталонів і додаткових даних.

STV0674 може використовувати SDRAM для зберігання зображень і призначений працювати з PC66 чи кращими пристроями і підтримувати 16Mbit, 64Mbit и 128Mbit і на x16 SDRAM і на x8 DRAM довжині слова.

STV0674 включає 1.1 версію інтерфейса USB, який потребує мінімум апаратних засобів.

Функціональна схема процесора представлена на рис. 2.1.

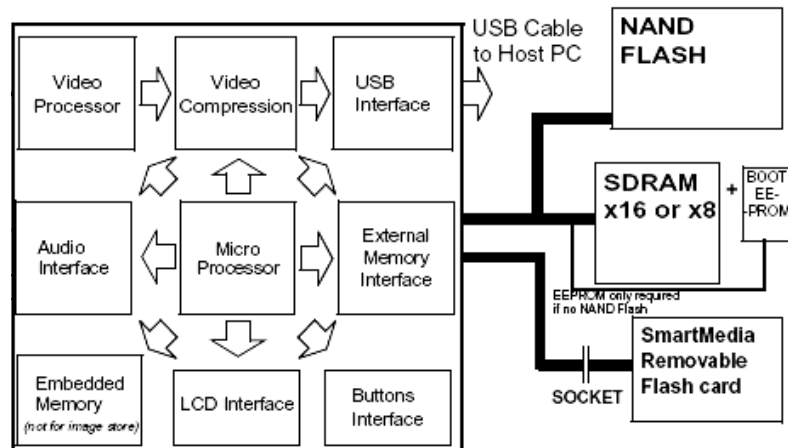


Рисунок 2.1 – Функціональна схема мікропроцесора STV0674

Сигнали мікроконтролера, ідентифіковані по функціональним групам представлені на рис. 2.2.

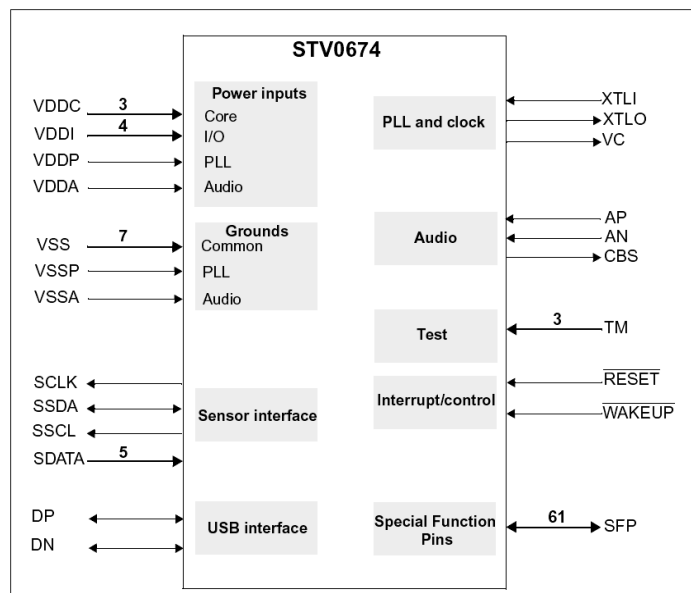


Рисунок 2.2 – Сигнали виводів мікроконтролера, ідентифіковані по групам

2.4 Алгоритм роботи блока контролю оптоелектронної системи аналізу показників крові

На рисунку 2.3 подано блок схему алгоритму роботи блока управління пристрою обробки показників крові для процесу переривання.

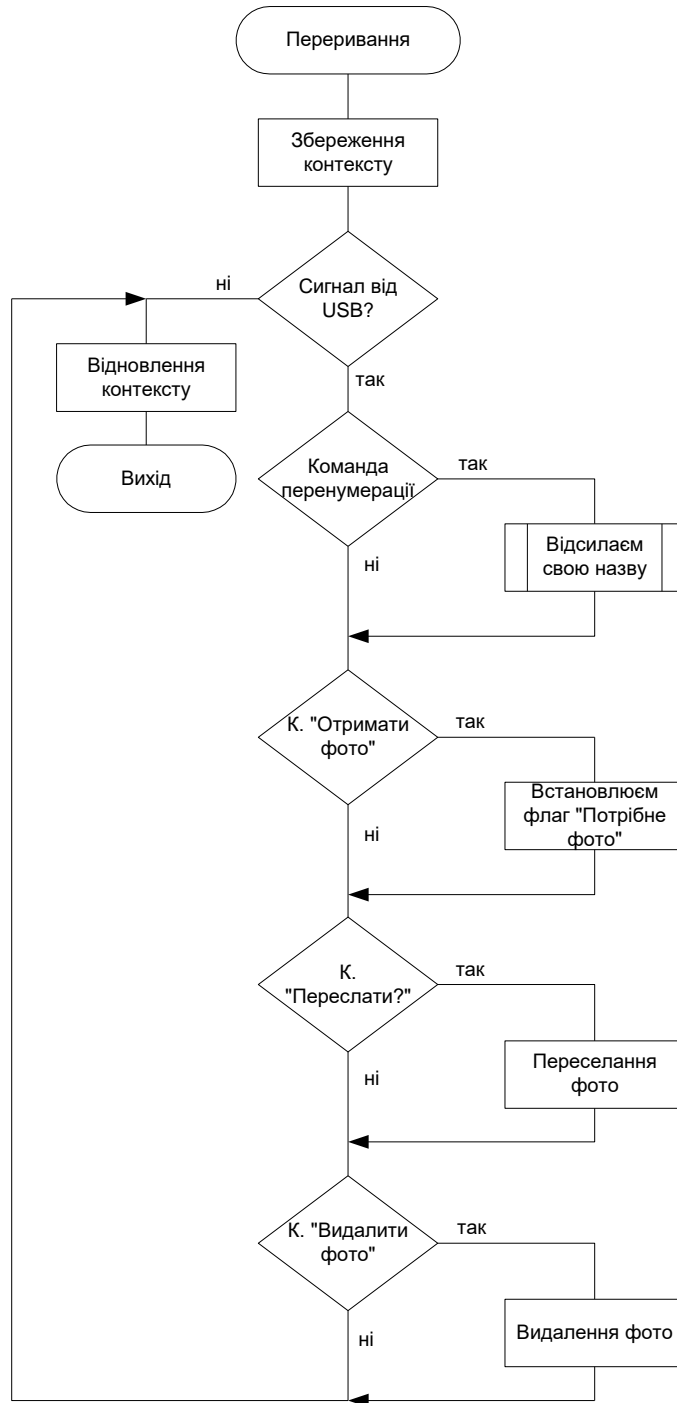


Рисунок 2.3 – Блок схема для процесу переривання

На рисунку 2.4 подано алгоритм роботи блока управління пристрою обробки реологічних показників крові.

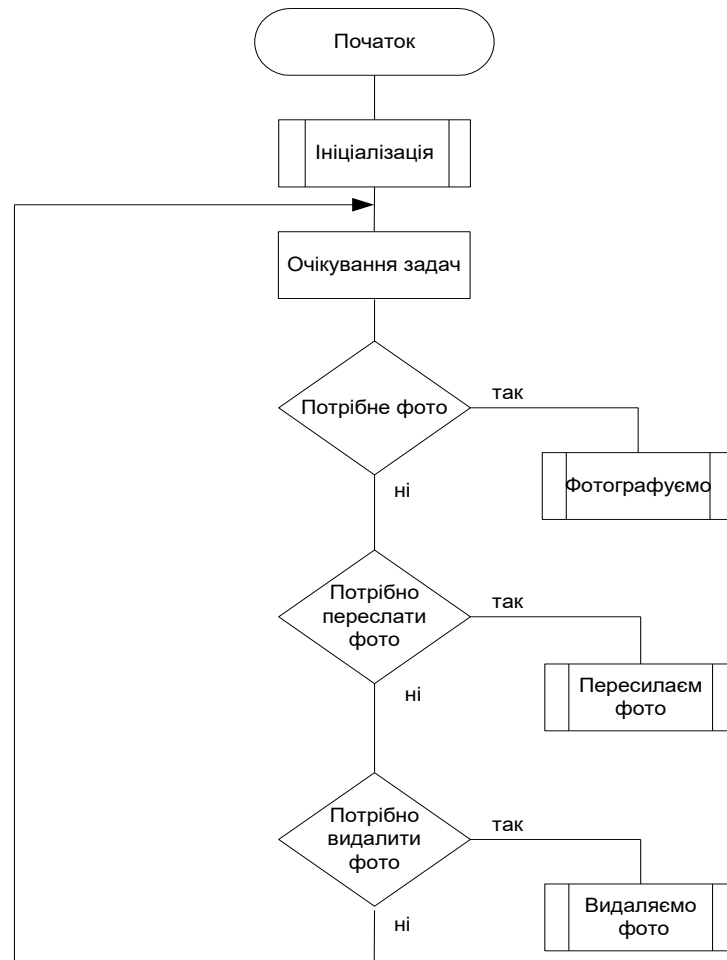


Рисунок 2.4 – Блок-схема роботи блока управління пристрою обробки реологічних показників крові

2.5 Розрахунок надійності блока введення біомедичної інформації

Визначимо інтенсивність відмов елементів з урахуванням умов експлуатації:

$$\lambda = \lambda_{0i} \cdot K_1 \cdot K_2 \cdot K_3 \cdot K_4, \quad (2.1)$$

де λ_{0i} - номінальна інтенсивність відмовлень елементів;

K_1, K_2 - поправочні коефіцієнти в залежності від впливу механічних факторів [7] ($K_1 = 1,46$; $K_2 = 1,03$);

K_3 - поправочний коефіцієнт у залежності від впливу вологості і температури;

K_4 - поправочний коефіцієнт у залежності від тиску повітря [7] ($K_3 = 1$, $K_4 = 1,45$); n – кількість елементів.

Таблиця 2.2 – Характеристики елементів блока контролю

Найменування	Кількість, шт.	$\lambda_0 \cdot 10^{-6}$, 1/Г	$K_1 \cdot K_2 \cdot K_3 \cdot K_4 \cdot \lambda_0 \times 10^{-6}$, 1/Г	$\lambda_i \times 10^{-6}$, 1/Г
Конденсатори	6	0,05	0,1090	0,654
Трансформатор Т1	1	0,5	0,09	0,09
Випрямний місток	1	0,05	0,1090	0,1090
Регулятор напруги	1	0,9	1,9625	1,9625
Всього				2,8155

Визначаємо імовірність безвідмовної роботи в плині заданого наробітку $(0, t_p)$:

$$P = \exp\left(-\sum_{i=1}^n \lambda_i t_p\right), \quad (2.2)$$

де n - число елементів, $t_p = 500$ г.

При цьому інтенсивність відмовлень приладу:

$$\Lambda = \sum_{i=1}^n \lambda_i = 2,8155 \cdot 10^{-6} \text{ 1/ч,}$$

$$P(t) = \exp(-2,8155 \cdot 10^{-6} \cdot 500) = 0,999.$$

Розраховуємо середній час наробітку до відмовлення:

$$T_{cp} = \frac{1}{\Lambda}, \quad (2.3)$$

$$T_{cp} = \frac{1}{2,8155 \cdot 10^{-6}} = 355 \text{ ч}$$

Визначаємо коефіцієнт готовності:

$$K_T = \frac{\mu}{\mu + \lambda}, \quad (2.4)$$

де μ - інтенсивність відновлення. $\mu = 1,6 \cdot 10^{-3}$.



Таким чином, отримані в результаті проведення розрахунків показники надійності приладу - імовірність безвідмовної роботи і середній час наробітку до відмовлення задовольняють пропонованим вимогам.

2.6 Розрахунок технологічності блока введення біомедичної інформації

Під технологічністю конструкції потрібно розуміти таке сполучення конструктивно-технологічних вимог, що забезпечує найбільш просте й економічне виробництво виробів при дотриманні всіх технічних і експлуатаційних умов.

Основний зміст робіт із забезпечення технологічності конструкції виробів на всіх стадіях розробки конструкторської документації приведене в ДСТ 14.201-83. Технологічність конструкції виробу можна оцінити кількісно і якісно.

По способі вираження характерних ознак показники технологічності можуть бути абсолютними і відносними, а по кількості ознак - приватні і комплексні. Приватний показник технологічності конструкції виробу характеризує одне з вхідних у неї властивостей, а комплексний показник - трохи вхідних у нього приватних і комплексних властивостей.

Перелік показників, що рекомендується, технологічності конструкції виробів приведений у ДСТ 14.201-83.

Для оцінки технологічності використовуються відносні приватні показники K_i комплексний показник K_k , що розраховується по середньоквадратичному значенню відносних показників з урахуванням коефіцієнтів f_i , що характеризують вагову значимість приватних показників.

Проектований виріб відноситься до класу електронних пристроїв, для яких розраховуються приватні показники:

1) Коефіцієнт застосовності :

$$K_{\text{ЗЕPE}} = \frac{N_{\text{mon}}}{N_{\text{mEI}}}, \quad (2.5)$$

де N_{monEPE} - кількість оригінальних типорозмірів;

N_{mEPE} - загальна кількість типорозмірів.

$$K_{\text{ЗЕPE}} = \frac{0}{9} = 0$$

$f = 0,75$.

2) Коефіцієнт повторюваності :

$$K_{\text{ПОВ}} = \frac{N_{\text{monE}}}{N_{\text{EPE}}}, \quad (2.6)$$

де N_{EPE} - кількість EPE.

$$K_{\text{ПОВ}} = \frac{9}{98} = 0,0918$$

$f = 0,5$.

3) Коефіцієнт використання мікросхем:

$$K_{\text{МС}} = \frac{N_{\text{МС}}}{N_{\text{МС}} + N_{\text{EP}}}, \quad (2.7)$$

де $N_{\text{МС}}$ - кількість мікросхем.

$$K_{\text{МС}} = \frac{0}{0+98} = 0$$

$f = 1$.

4) Коефіцієнт автоматизації і механізації підготовки до монтажу:

$$K_{\text{МП}} = \frac{N_{\text{МПЕ}}}{N_{\text{EPE}}}, \quad (2.8)$$

де $N_{\text{МПЕPE}}$ - кількість елементів, що піддаються автоматичній і механічній збірці.

$K_{\text{МП}} = 0$, $f = 0,31$.

5) Коефіцієнт автоматизації і механізації монтажу:

$$K_{\text{AM}} = \frac{N_{\text{AM}}}{N_{\text{M}}}, \quad (2.9)$$

де N_{AM} - кількість ЕРЕ, що піддаються автоматичному і механічному монтажу;

N_M - загальна кількість ЕРЕ монтажу.

$$K_{AM} = \frac{98}{98} = 1$$

$f = 1$.

б) Коефіцієнт прогресивності формоутворення деталей:

$$K_\phi = \frac{N_{ПП}}{N_{ЕРЕ}}, \quad (2.10)$$

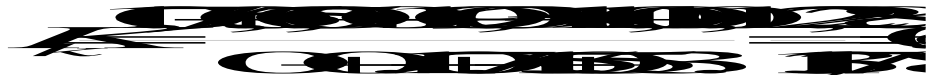
де $N_{пр}$ - кількість деталей, отриманих прогресивними методами формоутворення.

$$K_\phi = \frac{2}{98} = 0,02; f = 0,187.$$

Комплексний показник необхідний для оцінки технологічності пристрою і визначається на основі базових показників:

$$K_k = \frac{\sum K_i \cdot f_i}{\sum f_i}, \quad (2.11)$$

де K_i - базовий показник, f_i - ваговий коефіцієнт.



Відношення K_k до нормативного $K_n = 0,5$ [7] повинно задовольняти нерівності:

$$\frac{K_k}{K_n} > 1. \quad (2.12)$$

$$\frac{K_k}{K_n} = \frac{06}{05} = 1,2$$

2.7. Висновок

Так як отримане відношення більше 1, то можна зробити висновок, що конструкція розроблювальної оптико-електронної системи для введення біомедичної інформації буде технологічна.

РОЗДІЛ 3 . Техніко - економічне обґрунтування доцільності розробки оптико-електронної системи для аналізу показників крові

3.1 Суть технічної проблеми, що виникла на сучасному етапі розвитку науки, техніки і технології

В зв'язку з тим, що область застосування оптико-електронних приладів для дослідження реологічних показників крові розширюється завдяки широкому їх використанню, стає актуальною задача створення нових приладів з новими функціональними можливостями та застосуванням перспективних медичних методик [27].

Вдосконалюються й самі оптичні прилади, де використані нові схемні та конструктивні рішення, а саме лазерних джерел випромінювання, волоконної оптики, високоінтенсивних джерел світла тощо. З появою цифрових мікроскопів, а також лазерних скануючих мікроскопів зображення клітин крові, завдяки комп'ютеризованим методам обробки результатів діагностики можна проаналізувати стан крові за лічені секунди. Цифрова обробка дозволяє також об'єктувати дані.

Сучасний рівень розвитку електроніки та оптоелектроніки дозволяє виробляти малогабаритні, низько споживаючі та мобільні системи діагностики. А сучасні мікропроцесори мають достатню потужність, щоб відмовитись від персональних комп'ютерів для обробки даних і візуалізації, а виконувати їх в безпосередньо у пристрої, тим самим досягаючи мобільності, зменшуючи собівартість та підвищуючи надійність. При необхідності такі системи можуть об'єднуватися у мережі, для автоматично сповіщення персоналу про вихід підконтрольних величин за допустимі межі.

Нові можливості для визначення показників крові дає застосування оптико-електронних датчиків. Так стає можливим безманжетне вимірювання артеріального та венозного тисків, швидке визначення рівня сатурації крові, швидкості розповсюдження крові та частоти пульсу, при цьому сенсори

досить прості у використанні та безпечні, оскільки не містять струмоведучих контактів[28].

Сучасну медицину важко уявити без дослідження крові. Аналізи крові є важливим компонентом клінічного обстеження. Здав аналізи, людина надає лікарям важливі данні про стан здоров'я її організму, оскільки майже всі захворювання так чи інакше відображаються на складі крові. Кров – як дзеркало, відображає стан усіх систем організму, і здача аналізів на дослідження їх складу дозволяє виявити усі можливі зміни, що відбуваються.

Аналізи крові – один із найбільш розповсюджених в сучасній медицині методів діагностики. Вони допомагають визначити в загальному стані людини, функціональні характеристики більшості його органів і систем, маркери захворювань.

3.2 Визначення конкурентів

Головними конкурентами в даній області, як вже зазначалося є фірми Optima, Lambda, Spectrum, Люмахром, Olympus, „Арсенал”, Мефан і т.д. Вони займаються розробкою пристроїв для аналізу реологічних показників крові, але вони працюють лише з певними показниками. Більшість з них мають великі розміри, є не переносними, дуже велику ціну, яка не задовольняє ні по яким параметрам потреби медичних закладів України, так як головною необхідністю є універсальність, тобто можливість збереження цифрової інформації та її подальша обробка. Крім того велике значення має ціна і розміри системи. Тому, коли дана система вийде на ринок, вона буде конкурентоспроможною, так як задовольняє по всім параметрам потреби нашої медицини.

3.3 Існуючі способи вирішення постановленої задачі

- Для обробки і аналізу біомедичних зображень можна використовувати різні засоби, такі як ПЗЗ-структури, КМОН-структури.

Основна перевага CMOS-датчиків зображення - низький рівень енергоспоживання і невелика в порівнянні з ПЗЗ-матрицями вартість, що дає можливість створювати на їхній базі різні портативні пристрої, призначені для застосування як у побутовій техніці, так і в промисловому устаткуванні.

КМОП датчики забезпечують велику інтеграцію (більше функцій на кристалі), меншу потужність, що розсіюється, (на рівні кристала) і менший розмір системи за рахунок якості зображення і гнучкості. Вони добре підходять для малогабаритних виробів, у яких якість зображення не є першорядним. Виготовлення датчиків зображення по CMOS-технології дозволяє використовувати стандартне промислове устаткування, що застосовується при виробництві більш 90% всіх існуючих мікросхем - від процесорів до модулів пам'яті. Проте ПЗЗ-датчики мають у порівнянні з CMOS-сенсорами набагато нищий рівень шуму. Це викликано двома основними причинами: незначний розкид характеристик транзисторних схем посилення CMOS-сенсорів, що існують в кожному пікселі матриці, приводить до різної реакції пікселей; наявність темного струму витoku CMOS-сенсорів.

Іншим недоліком CMOS-технології є низька чутливість. Це викликано наявністю в кожному пікселі крім світлочутливого елемента схем посилення, шумопониження й ін[7].

Сам принцип зарядового зв'язку дуже привабливий своєю простотою і витонченістю: інформація в ПЗЗ передається зарядами без проміжних перетворень заряду (струму) у потенціал і назад, як це відбувається у колі пов'язаних транзисторних елементів. ПЗЗ мають виняткову функціональну широту: крім генерації сигналів, вони можуть виконувати будь-які дії, пов'язані в основному з накопиченням і перетворенням інформації[6].

На даний час існують різні системи для аналізу показників крові. Проте існуючі пристрої не мають універсальності, їх можна застосовувати лише в певній визначеній області, наприклад лічильник гемоцитометричний

АД.3.056.108 призначений для вимірювання кількості формених елементів крові, гемоглобінометр ГФ-Ц-04 призначений для визначення масової концентрації гемоглобіну в крові, гемокоагулометр ГKM-01 призначений для виміру і цифрової індикації параметрів згортання крові – часу реакції і площі коагуляції, коагулометр електромагнітомеханічний eMKO-02 призначений для дослідження параметрів згортаємості крові, екопрес-аналізатор глюкози eCKAH-5 та глюкометр ONE TOUCH 11 (США) призначені для експрес-аналізу глюкози в пробах цільної крові й в інших біологічних рідинах. Крім того не всі вони зв'язані з комп'ютером і управляються ним, що не дає їм змоги збереження цифрової інформації та подальшого її аналізу та оброблення. Саме тому в дипломній роботі пропонується система для аналізу реологічних показників крові, що дасть можливість за допомогою новітніх сенсорів отримувати більш точні результати, а також за допомогою сучасних комп'ютерних технологій обробляти отримані зображення і давати комплексну оцінку стану організму за кількома досліджуваними показниками[4].

3.4 Прогноз величини попиту на нову розробку

Дослідний зразок, що розробляється, призначений для використання в лабораторії, при проведенні науково-дослідних робіт на кафедрі. Тобто цей продукт не призначений для комерційного розповсюдження. Але в майбутньому дана розробка може піти у масове використання, так як вже зазначалося, наша розробка вирішує багато задач для покращення сучасного стану медичної техніки. Найактуальніші з яких це ціна, і портативність, потенційними клієнтами будуть лікарні, санаторії. Дана розробка дозволить дуже швидко отримувати результати про стан організму в цілому базуючись на аналізі реологічних показників крові, що дозволить зменшити черги в лікарнях, покращити рівень діагностування в. Крім того, так розроблюваний пристрій має досить багато переваг, що може викликати зацікавленість і фірм за межами України.

3.5 Визначення ємності ринку

Визначимо ємність ринку, що дізнатись чи матиме розроблюваний пристрій збут. При заводській ціні 5919 грн. можна очікувати його роздрібну ціну в 10650 грн.

Основними споживачами будуть державні та приватні лікарні та медичні центри, тощо.

Оскільки на даний момент систему можливо буде реалізувати в організаціях та підприємствах тільки в Вінницькій області (28 районних центрів), в кожному з яких є не менше трьох медично-діагностичних центрів. Нехай 70 % придбають прилад. Тоді загальний попит споживачів становитиме: 280705 споживачів.

Середній термін роботи приладу становить $7\div 8$ років. Отже, щорічно, покупцями можуть бути $\frac{59}{7:8} = \langle 84:74 \rangle$ споживачів. Ця цифра становить оптимістичний прогноз.

3.6. Висновок.

Для визначення величини песимістичного прогнозу, врахуємо, що можна використовувати інші пристрої. Також, необхідно врахувати, що не всі будуть купувати вітчизняну продукцію. Але, так як оптико-електронні системи для визначення реологічних показників крові закордонних фірм мають ціни в декілька разів вищі, чим на вітчизняні прилади, то процент таких споживачів невисокий. Нехай він становитиме 40%. Тоді, песимістичний обсяг ринку становитиме $\frac{594}{7:8} = \langle 34:3 \rangle$ шт.

Реалістичний прогноз визначається, як середнє арифметичне оптимістичного і песимістичного прогнозів [29]:

$$\frac{\langle 84:74 \rangle + \langle 34:3 \rangle}{2} \text{ шт.}$$

РОЗДІЛ 4. Експериментальні дослідження

Проведем обробку та аналіз зображень при аналізі показників крові за допомогою системи Matlab.

Багато галузей медицини і техніки, що мають відношення до отримання, обробки, зберігання і передачі інформації, в значній мірі орієнтуються в даний час на розвиток систем, в яких інформація має характер зображень і відеоданих. Зображення, яке можна розглядати як двовимірний сигнал, є значно більш ємким носієм інформації, ніж звичайний одновимірний (тимчасової) сигнал. Разом з тим, рішення наукових і інженерних задач при роботі з візуальними даними вимагає особливих зусиль, що спираються на знання специфічних методів, оскільки традиційна ідеологія одновимірних сигналів і систем мало придатна в цих випадках. В особливій мірі це виявляється при створенні нових типів інформаційних систем, вирішальних такі проблеми, які дотепер в науці і техніці не розв'язувалися, і які розв'язуються зараз завдяки використуванню інформації візуального характеру.

Задачу аналізу препаратів крові можна представити як сукупність ряду підзадач.

Основні проблеми, що виникають при аналізі вказаного класу зображень, — це підвищення якості введеного зображення, відділення частинок заданого класу від всієї сукупності мікрочастинок зображення, підрахунок їх геометричних характеристик.

Обробка зображення гістологічних зрізів, що містять клітинні структури, є сукупністю наступних задач:

- оцінка візуальної якості цифрових зображень;
- лінійна фільтрація зображень;
- порогова обробка;
- медіанна фільтрація.

Попередній аналіз зображень клітинних структур при гістологічних дослідженнях дозволяє зробити висновки про те, що більшість зображень, в процесі їх формування (фотографування сканування і т.д.), підпадає під вплив ряду негативних чинників приводять до змазаності, появи малококонтрастних і зашумлених ділянок і пригнічуюча більшість методів морфологічних досліджень засновано на виділенні об'єктів на зображенні і подальшому їх аналізі[14].

4.1 Оцінка візуальної якості цифрових зображень

Перш ніж піддатися аналізу, зображення клітин повинне пройти етап підготовки, який полягає у виконанні операцій поліпшення візуальної якості (підвищення контрасту, усунення розмитості, підкреслення меж, фільтрація) і операцій формування графічного препарату (сегментація, виділення контурів) зображення.

Розглянемо найвідоміші методи оцінки якості зображень.

Якість зображення визначається великою кількістю технічних характеристик системи: співвідношенням сигнал/шум і статистичними характеристиками шуму, градаційними характеристиками, спектральними (колірними) характеристиками, інтервалами дискретизації і т.д.

Одним з параметрів, які визначають якість зображень, є контрастність. Оскільки зображення має складний сюжетний характер, то це породжує необхідність при визначенні його контрастності виходити з контрасту окремих комбінацій елементів зображення. При цьому всі елементи вважаються рівнозначними, і контраст кожної їх пари обчислюється по формулі[15]:

$$C_{ij} = \frac{I_i - I_j}{I_i + I_j}, \quad (4.1)$$

де I_i, I_j - яскравості елементів сюжетного зображення.

Сюжетність зображення припускає можливість його використання людиною. Тому при оцінці контрасту, як одного з параметрів якості зображення, необхідно враховувати ряд особливостей зорового сприйняття людини.

Розглянемо ще один відомий емпіричний підхід до оцінки візуальної якості зображення [5]. Для формування цієї оцінки розглядаються такі параметри зображення як середньоарифметичне значення \bar{L} яскравостей, повнота використання градацій яскравостей, різкість зображення і його узагальнений контраст.

Величина \bar{L} відображає рівень адаптації по яскравості зорової системи людини, оптимальним значенням якої є половина максимально можливого діапазону яскравостей $L_{MAX}/2$. Тому величину відхилення \bar{L} від $L_{MAX}/2$ можна використовувати як оцінку рівня адаптації зорової системи[14]:

$$L \ominus \frac{L - L_{MIN}}{L_{MAX} - L_{MIN}} \quad (4.2)$$

Другим важливим параметром оцінки візуальної якості зображення є повнота використання його елементами градацій яскравостей. Аналітичний вираз цього параметра такий:

$$K \ominus \frac{S}{LMA} \quad (4.3)$$

де S – кількість рівнів яскравостей, для кожного з яких на даному зображенні присутні більше ніж $b \times N \times M$ кількість елементів з даною яскравістю (N і M - розміри зображення, b - деяка константа).

Третім параметром оцінки візуальної якості зображення в даному методі є його різкість, яка вимірюється швидкістю наростання яскравості, розділеної на загальну величину перепаду [15]:

$$R \ominus \frac{\int_a^b \left(\frac{df_2}{dx} \right) dx}{f(a) - f(b)} \quad (4.4)$$

де $f(x)$ - це відеосигнал; a і b - крапки, які розташовані на протилежних краях перепаду. Тому оцінку різкості знаходять таким чином:

$$RO = \frac{RO}{LMA} \quad (4.5)$$

Четвертий параметр ЯЗ дає оцінку контрасту зображення. Коли оцінюється візуальна якість зображення незалежно від його сюжетного наповнення, тоді за ЯЗ приймають узагальнений контраст зображення C_{gen} [16].

В цілому вираз для кількісної оцінки візуальної якості півтонових монохромних зображень записують так [17]:

$$LQ = \dots \quad (4.6)$$

де LQ - нормуючий коефіцієнт.

Існують також інші комплексні критерії якості зображень. Їх суть полягає в наступному. Мається на увазі, що людина-оператор може сам оцінити важливість окремих параметрів якості зображення Q_1, \dots, Q_k для різних класів спотворень. Після цього будується деяка комплексна оцінка Q . Прикладом можуть бути комплексні оцінки вигляду [14]:

$$Q = \dots \quad (4.7)$$

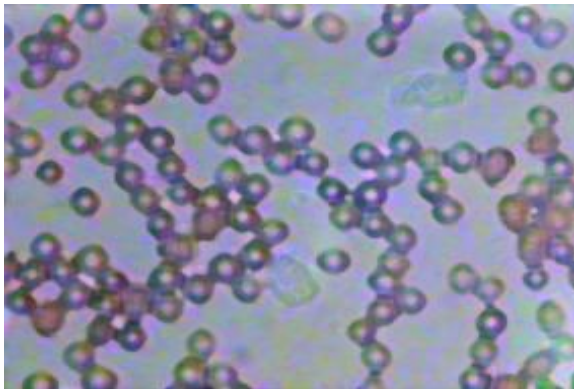
$$Q = \dots \quad (4.8)$$

Вагові коефіцієнти a_1, \dots, a_k або p_1, \dots, p_k враховують відносну важливість часткових оцінок в комплексній оцінці якості.

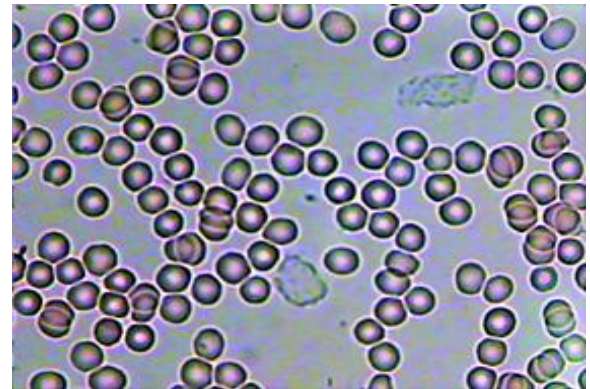
Одне і те ж зображення обробляємо методом посилення локальних контрастів і методом низькочастотної фільтрації. Одержана серія зображень - погіршене, вхідне і поліпшене (рис. 4.1).

З рис. 4.1 видно, що для серій зображень мінімальну оцінку якості мають зображення, які були розмиті (Рис. 4.1 а)), а максимальну - оброблені методом поліпшення (Рис. 4.1 в)). Одержана кількісна оцінка добре корелює з візуальним сприйняттям. Проведені дослідження відомих методів оцінки якості зображень показали, що вони є менш ефективні в порівнянні із

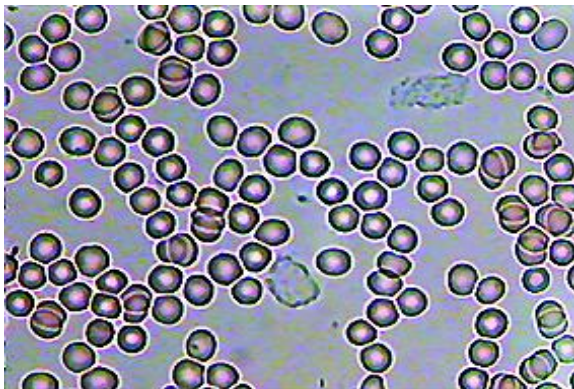
запропонованим методом. Недоліком же запропонованого методу є некоректна оцінка якості зашумлених зображень. Цей недолік властивий всім методам, які при оцінці якості зображення використовують ту або іншу міру контрасту. Це зв'язано з тим, що метод оцінки якості не забезпечує ідентифікації різких перепадів яскравостей - по шуму або висококонтрастній ділянці.



а) $Q_p=0.0034$, $Q_5=1.7424$



б) $Q_p=0.0042$, $Q_5=1.7775$



в) $Q_p=0.0050$, $Q_5=1.8196$

Рисунок 4.1 – Ілюстрація вживання методу кількісної оцінки якості зображень.

Окрім вже згаданих в роботі, до об'єктивних оцінок якості, що вживаються, зображення відносяться [15]:

середня різниця –

$$AD = \frac{\sum_{k \in H} \sum_{l \in V} f(x_k, y_l) \tilde{f}(x_k, y_l)}{MN}; \quad (4.9)$$

нормована кореляція (normalized cross-correlation) –

$$NC = \frac{\sum_{k \in H} \sum_{l \in V} [f(x_k, y_l) \tilde{f}(x_k, y_l)]}{\sqrt{\sum_{k \in H} \sum_{l \in V} [f(x_k, y_l)]^2} \sqrt{\sum_{k \in H} \sum_{l \in V} [\tilde{f}(x_k, y_l)]^2}}; \quad (4.10)$$

якість кореляції (correlation quality) –

$$CQ = \frac{\sum_{k \in H} \sum_{l \in V} f(x_k, y_l) \tilde{f}(x_k, y_l)}{\sum_{k \in H} \sum_{l \in V} f(x_k, y_l)}; \quad (4.11)$$

максимальна різниця (maximum difference) –

$$MD = \max_{k \in H, l \in V} |f(x_k, y_l) - \tilde{f}(x_k, y_l)|; \quad (4.12)$$

вірність зображення (image fidelity) –

$$IF = \frac{\sum_{k \in H} \sum_{l \in V} [f(x_k, y_l) - \tilde{f}(x_k, y_l)]^2}{\sum_{k \in H} \sum_{l \in V} [f(x_k, y_l)]^2}; \quad (4.13)$$

середньоквадратична лапласіанова погрішність (laplasian mean square error)

$$LMSE = \frac{\sum_{k \in H} \sum_{l \in V} [f(x_k, y_l) - \tilde{f}(x_k, y_l)]^2}{\sum_{k \in H} \sum_{l \in V} [f(x_k, y_l)]^2}; \quad (4.14)$$

де 

середньоквадратична погрішність (mean square error) –

$$MSE = \frac{\sum_{k \in H} \sum_{l \in V} [f(x_k, y_l) - \tilde{f}(x_k, y_l)]^2}{MN}; \quad (4.15)$$

максимальна середньоквадратична погрішність (peak mean square error) –

$$PAISE = \frac{\sum_{k=1}^{MN} (f_k - \tilde{f}_k)^2}{MN}; \quad (4.16)$$

нормована абсолютна погрішність (normalized absolute error) –

$$NAE = \frac{\sum_{k=1}^{MN} |f_k - \tilde{f}_k|}{\sum_{k=1}^{MN} |f_k|}; \quad (4.17)$$

нормована середньоквадратична погрішність –

$$NMSE = \frac{\sum_{k=1}^{MN} (f_k - \tilde{f}_k)^2}{\sum_{k=1}^{MN} f_k^2}; \quad (4.18)$$

норма L_p (Мінковського) –

$$L_p = \left(\sum_{k=1}^{MN} |f_k - \tilde{f}_k|^p \right)^{1/p}; \quad (4.19)$$

відношення сигнал/шум –

$$SNR = \frac{\left(\sum_{k=1}^{MN} f_k^2 \right)}{\sum_{k=1}^{MN} (f_k - \tilde{f}_k)^2}; \quad (4.20)$$

максимум відношення сигнал/шум –

$$SNR_{max} = \frac{\left(\sum_{k=1}^{MN} |f_k| \right)}{\sum_{k=1}^{MN} (f_k - \tilde{f}_k)^2}; \quad (4.21)$$

Питання кількісної оцінки якості зображень до кінця не вирішено. Воно є важливим кроком на шляху до рішення задач оптимальних перетворень зображень з погляду візуального сприйняття[16].

Програма, що реалізовує оцінювання візуальної якості зображень по одному з викладених вище методів (формули (4.2) -(4.6)) представлена у додатку В.

4.2 Алгоритми лінійної фільтрації зображень

Розглянемо схему спотворення і фільтрації (відновлення) зображень, представлену на рис. 4.2.

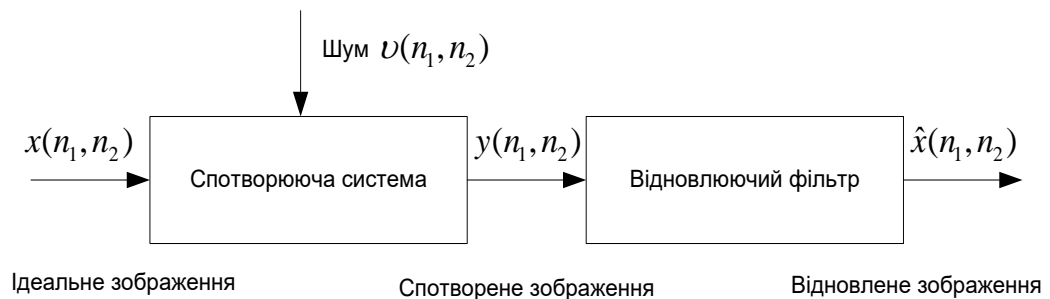


Рисунок 4.2 – Модель спотворення і відновлення зображень

Метою відновлення спотвореного зображення $y(n_1, n_2)$ є отримання з нього за допомогою деякої обробки зображення $\hat{x}(n, m)$, яке близьке до ідеального зображення $x(n_1, n_2)$ по заданому критерію. Зображення, що виходить в результаті обробки $\hat{x}(n, m)$ називатимемо оцінкою початкового (ідеального) зображення $x(n_1, n_2)$. Визначимо помилку оцінювання в кожній крапці зображення:



$$(4.22)$$

а також середню квадратичну помилку через її квадрат, тобто дисперсію помилки:



$$(4.23)$$

У принципі будь-який фільтр з ненегативними коефіцієнтами володіє згладжуючими властивостями. Можна запропонувати наступні згладжуючі маски:

$$A_1 = \frac{1}{9} \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}, \quad A_2 = \frac{1}{10} \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}$$

$$A_3 = \frac{1}{16} \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.24)$$

Коефіцієнти масок нормовані:

$$\sum_{i,j} a_{ij}^2 = 1 \quad (4.25)$$

Маски відрізняються ступенем згладжування шумів (у маски А1 вона максимальна, у А3 — мінімальна). Вибір коефіцієнтів маски повинен проводитися експериментально. При збільшенні ступеня згладжування шумів відбувається також придушення високочастотної складової корисного зображення, що викликає зникнення дрібних деталей і розмазання контурів. Якщо необхідний ступінь згладжування із застосуванням маски розміру 3×3 не досягається, то слід використовувати згладжуючі маски великих розмірів[18].

4.3 Порогова обробка

При цифровій обробці зображення звичайно використовується його уявлення в пам'яті у вигляді матриці пікселів:

$$f_{ij} \quad (4.26)$$

Обробка зображення в загальному випадку полягає у виконанні якого-небудь перетворення вказаної матриці, в результаті якого формується набір її числових характеристик або нове, оброблене зображення:

$$g_{ij} \quad (4.27)$$

Перетворення може торкатися значень елементів або їх координат (індексів), виконуються над матрицею в цілому, групою елементів або над кожним елементом окремо.

Зображення, що вводяться в комп'ютер, часто є малоконтрастними, тобто у них варіації функції яскравості малі в порівнянні з її середнім значенням. Реальний динамічний діапазон яскравостей $[f_{\min}, f_{\max}]$ для таких зображень виявляється набагато менше допустимого діапазону (шкали яскравості). Задача контрастування полягає в "розтяганні" реального

динамічного діапазону на всю шкалу. Контрастування можна здійснити за допомогою лінійного поелементного перетворення[16]:

$$g = af + b \quad (4.28)$$

Параметри цього перетворення a , b неважко визначити, виходячи з необхідної зміни динамічного діапазону. Якщо в результаті обробки потрібно одержати шкалу $[g_{\min}, g_{\max}]$, то:

$$\begin{aligned} g_{\min} &= af_{\min} + b \\ g_{\max} &= af_{\max} + b \end{aligned} \quad (4.29)$$

Звідси:

$$g = \frac{g_{\max} - g_{\min}}{f_{\max} - f_{\min}} (f - f_{\min}) + g_{\min} \quad (4.30)$$

До даної задачі обробки зображення може бути застосовано перетворення зображення (яке має багато градацій яскравості) в бінарне (двохградаційне). Таке перетворення здійснюється в першу чергу для того, щоб скоротити інформаційну надмірність зображення, залишити в ньому тільки ту інформацію, яка потрібна для вирішення конкретної задачі. В бінарному зображенні повинні бути збережені деталі (наприклад, контури зображених об'єктів), що цікавлять нас, і виключені неістотні особливості (фон). Порогова обробка півтонового зображення полягає в розділенні всіх елементів зображення на два класи по ознаці яскравості, тобто у виконанні поелементного перетворення вигляду[16]:

$$g = \begin{cases} g_{\max}, & f \geq f_0 \\ g_{\min}, & f \leq f_0 \end{cases} \quad (4.31)$$

де f_0 - деяке "порогове" значення яскравості.

При виконанні порогової обробки основне питання полягає у виборі порога f_0 . Якщо півтонове зображення містить об'єкти однієї яскравості, що цікавлять нас, на фоні іншої яскравості, тоді в ідеалі густина розподілу яскравостей повинна виглядати як дві дельта-функції (рис 4.3). І як f_0 можна узяти будь-яке значення між "списами".

Над одержаним бінарним зображенням проводиться ряд морфологічних операцій. При цьому області зображення, значення пікселів яких рівні одиниці, розглядаються як об'єкти, а області зображення, значення пікселів яких рівні нулю, як фон. Результати вживання однієї ітерації ерозії, потовщення об'єкту і видалення внутрішніх пікселів об'єктів відповідно до бінарного зображення показані на рис. 4.3.

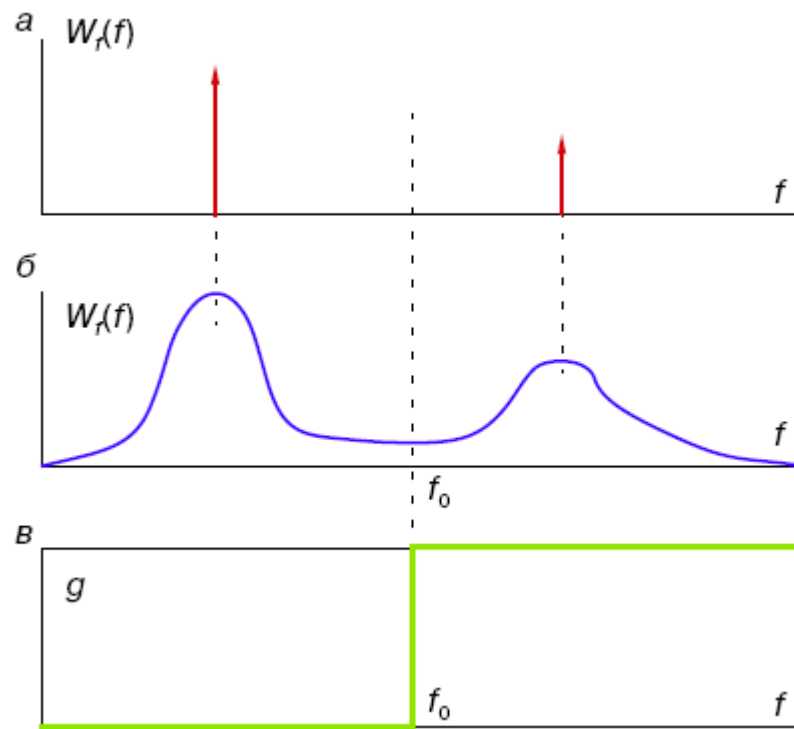


Рисунок 4.3 – Сумісний розподіл яскравості двох об'єктів

Результат перетворення багатоградаційного зображення до бінарного представлено на рис. 4.4.

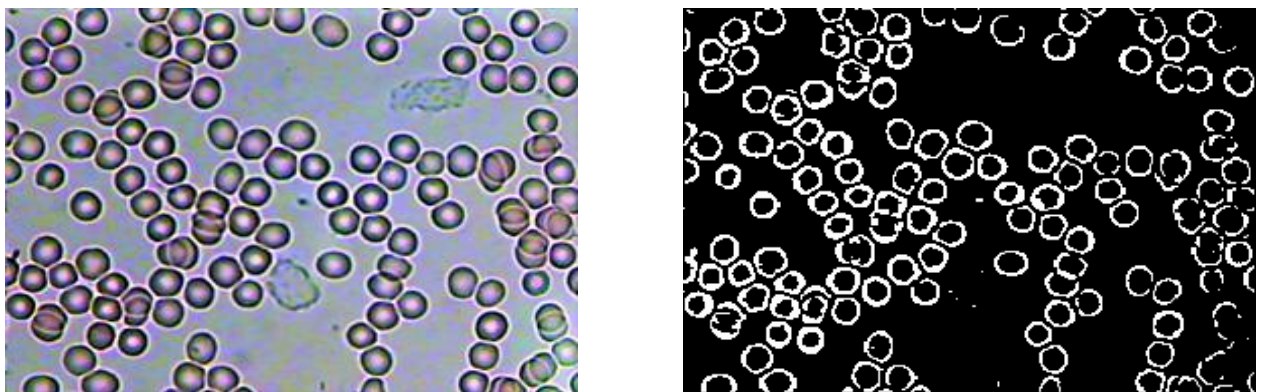


Рисунок 4.4 – Перетворення до бінарного зображення

Досить часто при формуванні візуальних даних результуючі зображення виходять зашумленими. Це пояснюється недосконалістю апаратури, впливом зовнішніх чинників і т.п. В кінцевому результаті це приводить до погіршення якості візуального сприйняття і зниження достовірності рішень, які прийматимуться на основі аналізу таких зображень. Тому актуальною є задача усунення або зниження рівня шумів на зображеннях. Рішенню задачі фільтрації шумів присвячено дуже багато робіт, існують різні методи і алгоритми. В цій роботі розглянемо тільки деякі підходи і можливості їх реалізації в системі Matlab.

Прочитаємо зображення з файлу в робочий простір Matlab і відобразимо його на екрані монітора[17]. Початкове зображення представлено на рис. 4.5.

```
L=imread('norma.bmp');  
figure, imshow(L);
```

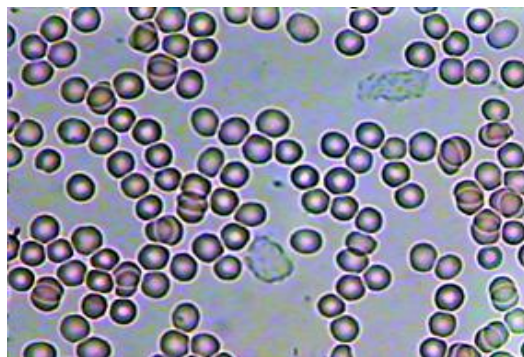


Рисунок 4.5 - Початкове зображення

В системі Matlab (Image Processing Toolbox) існує можливість формування і накладення на зображення трьох типів шумів. Для цього використовується вбудована функція `imnoise`, яка призначена, в основному, для створення тестових зображень, що використовуються при виборі і дослідженні методів фільтрації шуму. Розглянемо декілька прикладів накладення шуму на зображення.

1) Додавання до зображення імпульсного шуму, за умовчанням густина шуму рівна довші спотворених пікселів (рис. 4.6):

```
L2=imnoise(L,'salt&pepper', 0.05);  
figure, imshow(L2);
```

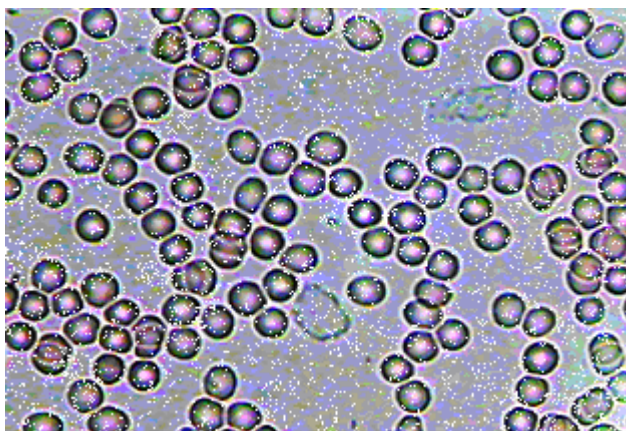


Рисунок 4.6 – Зашумлене зображення (імпульсний шум)

2) Додавання до зображення гаусівського білого шуму, за умовчанням математичне очікування рівне 0, а дисперсія - 0,01 (рис. 4.7):

```
L1=imnoise(L,'gaussian');  
figure, imshow(L1);
```

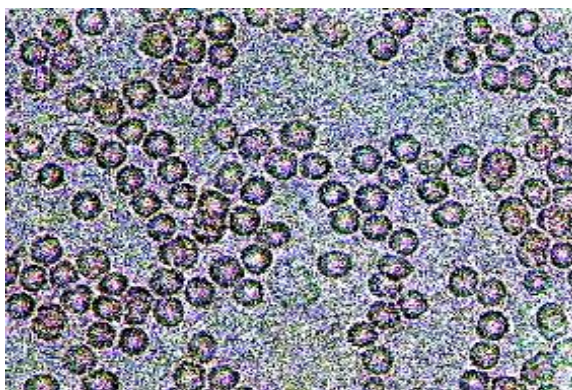


Рисунок 4.7 – Зашумлене зображення (гаусівський шум)

3) Додавання до зображення мультиплікативного шуму, за умовчанням математичне очікування рівне 0, а дисперсія 0,04 (рис. 4.8):

```
L3=imnoise(L,'speckle',0.04);  
figure, imshow(L3);
```

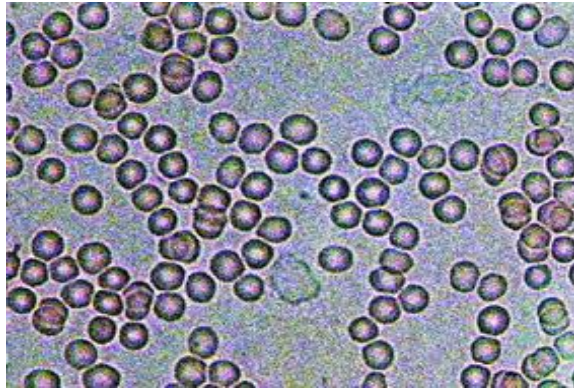


Рисунок 4.8 – Зашумлене зображення (мультиплікативний шум)

Елементи зображення, які були спотворені шумом, помітно відрізняються від сусідніх елементів. Ця властивість лягла в основу багатьох методів придушення шуму, найпростіший з яких, так званий пороговий метод. При використуванні цього методу послідовно перевіряють яскравості всіх елементів зображення. Якщо яскравість даного елемента перевищує середню яскравість локальної околиці, тоді яскравість даного елемента замінюється на середню яскравість околиці.

В результаті фільтрації ми отримаємо відновлене зображення (рис 4.9).



Рисунок 4.9 - Відновлення зображення, спотвореного імпульсним шумом, із застосуванням порогового методу придушення шумів

Розглянемо приклади низькочастотної фільтрації з використанням інших шумоподавляючих масок. Це можуть бути наступні маски:

$$\text{Маска 1: } F = \frac{1}{10} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Маска 2: } F = \frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.32)$$

Маски для придушення шуму представлені у вигляді нормованого масиву для отримання одиничного коефіцієнта передачі, щоб при придушенні шуму не було спотворень середньої яскравості. На малюнках представлено результат обробки зашумленого зображення маскою 1 (рис 4.10) і маскою 2 (рис 4.11).

$$F = \frac{1}{10} \cdot [111, 121, 111], \quad (4.33)$$

```
Lvyh=filter2(F,L,'same')/(3*3);
figure, imshow(Lvyh);
```

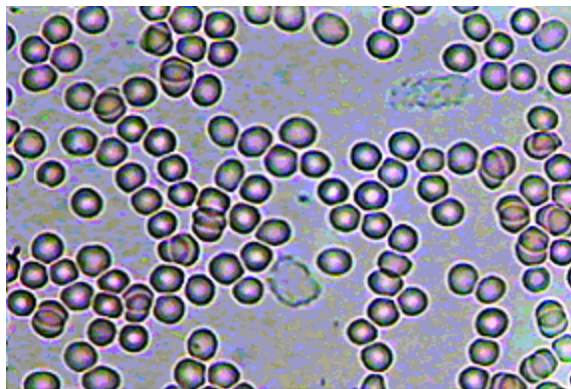


Рисунок 4.10 - Результат відновлення зашумленого імпульсним шумом зображення із застосуванням маски 1

$$F = \frac{1}{16} \cdot [121, 242, 121]; \quad (4.34)$$

```
Lvyh=filter2(F,L,'same')/(3*3);
figure, imshow(Lvyh);
```

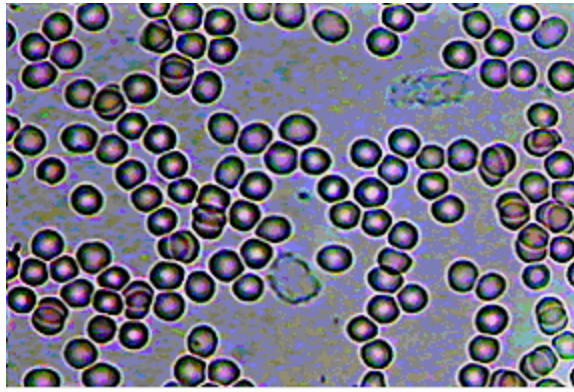


Рисунок 4.11 - Результат відновлення зашумленого імпульсним шумом зображення із застосуванням маски 2

Відзначимо, що універсальних методів немає і до обробки кожного зображення слід підходити індивідуально. Якщо йдеться про медіанну і низькочастотну фільтрацію, то якість обробки багато в чому залежить від вдалого вибору розмірів локальної апертури[17].

4.4 Медіанна фільтрація

Медіанний фільтр на відміну від згладжуючого фільтру реалізує нелінійну процедуру придушення шумів. Медіанний фільтр є ковзаючим по полю зображення вікно W , що охоплює непарне число відліків. Центральний відлік замінюється медіаною всіх елементів зображення, що потрапили у вікно. Медіаною дискретної послідовності x_1, x_2, \dots, x_L для непарного L називають такий її елемент, для якого існують $(L - 1)/2$ елементів, менших або рівних йому по величині, і $(L - 1)/2$ елементів, великих або рівних йому по величині. Іншими словами, медіаною є середній по порядку член ряду, що виходить при впорядкуванні початкової послідовності. Наприклад, $\text{med}(20, 10, 3, 7, 7) = 7$. Двовимірний медіанний фільтр з вікном W визначимо таким чином[18]:

$$\text{med}(x) = \text{med}(x_1, x_2, \dots, x_L) \quad (4.35)$$

Як і згладжуючий фільтр, медіанний фільтр використовується для придушення аддитивного і імпульсного шумів на зображенні. Характерною особливістю медіанного фільтру, що відрізняє його від згладжуючого, є збереження перепадів яскравості (контурів). При цьому якщо перепади яскравості великі в порівнянні з дисперсією аддитивного білого шуму, то медіанний фільтр дає менше значення в порівнянні з оптимальним лінійним фільтром. Особливо ефективним медіанний фільтр є у разі імпульсного шуму. На Рис. 4.12 показано дію згладжуючого і медіанного фільтрів з трьохелементним вікном на зашумлений аддитивним шумом перепад яскравості для одновимірного сигналу.

Що стосується імпульсного шуму, то, наприклад, медіанний фільтр з вікном 3×3 повністю пригнічує одиночні викиди на рівномірному фоні, а також групи з двох, трьох і чотирьох імпульсних викидів. В загальному випадку для придушення групи

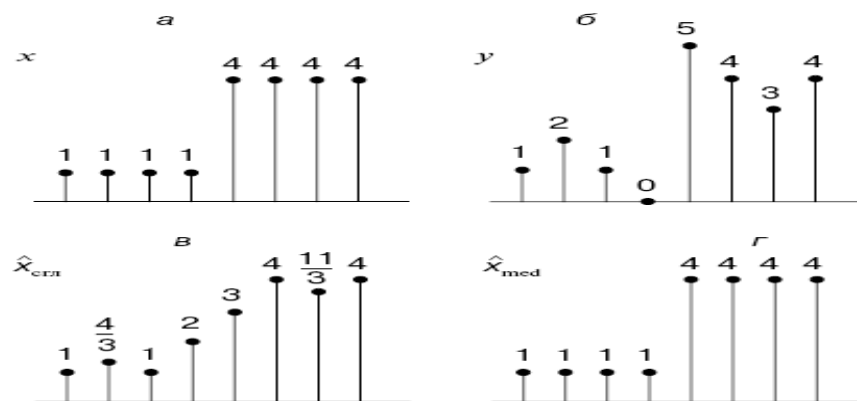


Рисунок 4.12 – Дія згладжуючого і медіанного фільтрів з трьохелементним вікном на зашумлений аддитивним шумом перепад яскравості для одновимірного сигналу: а - початковий сигнал; б - зашільтрації імпульсних перешкод розміри вікна повинні бути щонайменше удвічі більше розмірів групи перешкод.

Дія згладжуючого і медіанного фільтрів з трьохелементним вікном на зашумлений аддитивним шумом перепад яскравості для

одновимірного сигналу: а - початковий сигнал; б - зашумлений сигнал; в - результат згладжування; г - результат медіанної фільтрації імпульсних перешкод розміри вікна повинні бути щонайменше удвічі більше розмірів групи перешкод.

Серед медіанних фільтрів з вікном 3×3 найбільш поширені наступні:

$$\begin{aligned} W_1 &= \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & 3 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix}, & W_2 &= \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 3 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}, \\ W_3 &= \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix}, & W_4 &= \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}. \end{aligned} \quad (4.36)$$

Координати представлених масок означають, скільки разів відповідний піксель входить в описану вище впорядковану послідовність[17].

Синтаксис:

`D=medfilt2(S [m n])`

`Xd=medfilt2(Xs, 'indexed'...)`

Опис:

Медіанна фільтрація є окремим випадком рангової фільтрації.

Функція `D=medfilt2(S [m n])` створює півтонове зображення `D`, кожний піксель якого формується таким чином. Пікселі початкового півтонового зображення `S`, відповідні всім елементам маски фільтру розміру $m \times n$, складають впорядковану послідовність `A`. Пікселю `D(r, z)`, де `r` і `z` – координати поточного положення центрального елемента маски, привласнюється значення медіани послідовності `A`. Операція застосовується нерекурсивно для всіх положень маски.

Медіаною впорядкованої послідовності `A(i)`, де $i=1 \dots N$, називається величина $A((N + 1)/2)$, якщо `N` - непарне, і $(A(N/2) + A((N+2)/2))/2$, якщо `N` - парне.

Для того, щоб розміри зображень `S` і `D` були однаковими, при проведенні обчислень зображення `S` тимчасово доповнюється необхідною кількістю рядків і стовпців нульових пікселів. Формат представлення даних

результуючого зображення D співпадає з форматом початкового зображення S .

Якщо вектор $[m\ n]$ при виклику функції $D=\text{medfilt2}(S)$ не заданий, то як маска фільтру використовується маска розміру 3×3 .

Функція $X_d=\text{medfilt2}(X_s, \text{'indexed' } \dots)$ аналогічна розглянутою вище, але призначена для обробки палітрових зображень. При проведенні обчислень початкове зображення тимчасово доповнюється або одиницями при форматі представлення даних $X_s=\text{double}$, або нулями при форматі представлення даних $X_s=\text{uint8}$.

Приклад:

Медіанна фільтрація може ефективно застосовуватися для усунення імпульсного шуму.

% Приклад демонструє роботу медіанного фільтру.

% Читання початкового зображення і виведення його на екран.

```
I=imread('bacteria.tif');
```

```
imshow(I);
```

% Медіанна фільтрація.

```
I=medfilt2(I);
```

% Виведення на екран результату фільтрації.

```
figure, imshow(I);
```

В результаті фільтрації ми отримаємо відновлене зображення (рис. 4.13).

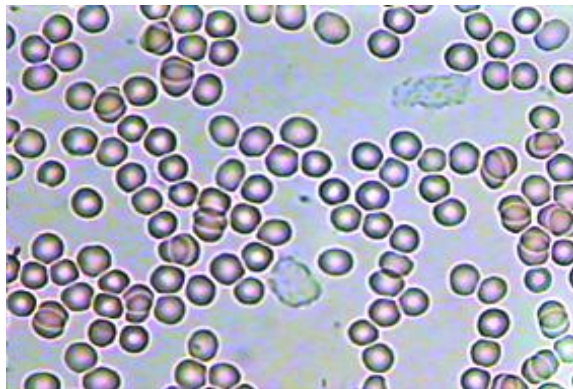


Рисунок 4.13 – Відновлення зображення, спотвореного імпульсним шумом, із застосуванням методу медіанної фільтрації

Відновлене зображення лише трохи відрізняється від початкового зображення і значно краще, з погляду візуального сприйняття, зашумленого зображення.

4.5. Висновок

Проведено обробку та аналіз зображень при аналізі показників крові за допомогою системи Matlab.

1. Задачу аналізу препаратів крові можна представити як сукупність ряду підзадач.
2. Основні проблеми, що виникають при аналізі вказаного класу зображень, — це підвищення якості введеного зображення, відділення частинок заданого класу від всієї сукупності мікрочастинок зображення, підрахунок їх геометричних характеристик.
3. Обробка зображення гістологічних зрізів, що містять клітинні структури, є сукупністю наступних задач: оцінка візуальної якості цифрових зображень; лінійна фільтрація зображень; орогова обробка; медіанна фільтрація.
4. Попередній аналіз зображень дозволяє зробити висновки про те, що більшість зображень, в процесі їх формування (фотографування сканування і т.д.), підпадає під вплив ряду негативних чинників приводять до змазаності, появі малоконтрастних і зашумлених ділянок і пригнічуюча більшість методів морфологічних досліджень засновано на виділенні об'єктів на зображенні і подальшому їх аналізі[14].

РОЗДІЛ 5. Охорона праці

В цьому розділі розглянуті заходи та засоби з охорони праці під час розробки оптико-електронної системи для оцінювання реологічних властивостей крові. Науково-технічний прогрес в радіоелектронній промисловості визначає якісні та кількісні зміни технології виробництва радіоапаратури, пристроїв і приладів для систем оброблення та передачі інформації, автоматизованих систем управління, що дозволяє значно покращити умови праці.

З питанням охорони праці нерозривно пов'язано вирішення питань екології. Перш за все передбачається удосконалення технологічних процесів і транспортних засобів з метою скорочення шкідливих викидів в навколишнє середовище, впровадження у виробництво високоефективних газоочисних пристроїв, обладнання для очищення води, а також пристроїв і автоматичних станцій контролю за станом навколишнього середовища.

Аналіз причин смертності в Україні свідчить, що саме нещасні випадки у виробничій та невиробничій сферах є головною причиною смерті чоловіків у працездатному віці. Тому питання охорони праці та здоров'я громадян у процесі їх трудової та будь-якої іншої діяльності повинні стати пріоритетними та увійти до розряду найвищого державного рівня, оскільки саме люди, їх життя та здоров'я є найбільшим багатством будь-якої держави. Окрім соціального, охорона праці має, безперечно, важливе економічне значення. Це й висока продуктивність праці, зниження витрат на оплату лікарняних, компенсацій за важкі та шкідливі умови праці тощо. Незадовільний стан охорони праці важким тягарем лягає на економіку нашої держави.

Умови та безпека праці, їх стан та покращення – самостійна і важлива задача соціальної політики будь-якої сучасної промислово розвинутої держави, яку вирішує така невід'ємна складова БЖД, як охорона праці.

Розробка оптико-електронної системи для оцінювання реологічних властивостей крові здійснюється в приміщенні дослідної лабораторії, яка обладнана комп'ютеризованими робочими місцями та радіотехнічними приладами. На інженерів-конструкторів з радіотехніки мають вплив такі небезпечні та шкідливі виробничі фактори [1]:

1. Фізичні:

- підвищена запиленість та загазованість повітря робочої зони;
- підвищений рівень шуму на робочому місці;
- підвищена та понижена вологість повітря;
- підвищений рівень електромагнітного випромінювання;
- недостатня освітленість робочої зони;
- нестача природного освітлення.
- небезпечне значення напруги в електричному колі, замикання якого може відбутись через тіло людини;
- підвищена та знижена температура повітря робочої зони;
- підвищена та знижена рухомість повітря;

2. Хімічні:

- токсичні речовини (олово, свинець);
- подразнювальні (ацетон, каніфоль соснова, спирт етиловий), які входять до складу припою та флюсу.

3. Психофізіологічні:

- фізичні (статичне перевантаження);
- нервово-психічні перенавантаження (монотонність праці, перенапруга аналізаторів).

5.1. Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи

5.1.1 Технічні рішення щодо безпечної організації робочого місця

Робоче місце для дослідження призначене для роботи з комп'ютером, комплектується одномісним столом і стільцем, які виконані з дотриманням нормативних вимог. Робоче місце – це зона простору, що оснащена

необхідним устаткуванням, де відбувається трудова діяльність одного працівника чи групи працівників.

Стіл дослідника має дві різновисотні горизонтальні поверхні – робочу і додаткову. Ширина і глибина робочої поверхні столу та додаткової поверхні забезпечує виконання роботи у межах моторного поля і становить 750 x 600 мм та 750 x 350 мм відповідно. Обидві поверхні повинні регулюються по висоті у межах 460 – 760 мм. Стіл дослідника, який використовується для обладнання комп'ютеризованого робочого місця має кріплення до підлоги.

Під час розміщення робочого місця було дотримано такі основні вимоги: відстань від стін з вікнами становить 1 м, від інших стін – 0,5 м; відстань між бічними поверхнями відеомоніторів – не менше 1,2 м.

При роботі з ПК важливу роль відіграє дотримання правильного режиму праці і відпочинку. Інакше у персоналу виникає напруга зорового апарату з появою скарг на незадоволеність роботою, головні болі, дратівливість, порушення сну, утомленість і хворобливі відчуття в очах, в поясниці, в області шиї і руках.

Положення екрану визначається:

- відстанню прочитування (0,6-0,7м);
- кутом прочитування, напрямом погляду на 20 нижче горизонталі до центру екрану, причому екран перпендикулярний цьому напрямку.

Повинна також передбачатися можливість регулювання екрану:

- по висоті +3 см;
- по нахилу від –10 до +20 щодо вертикалі;
- в лівому і правому напрямках.

Істотне значення для продуктивної і якісної роботи на комп'ютері мають розміри знаків, густину їх розміщення, контраст і співвідношення яскравості символів і фону екрану. Якщо відстань від очей оператора до екрану дисплея становить 60-80 см, то висота знака повинна бути не менше 3мм, оптимальне співвідношення ширини і висоти знака становить 3:4, а відстань між знаками – 15-20% їх висоти. Співвідношення яскравості фону екрану і символів – від

1:2 до 1:15.

5.1.2. Електробезпека

Електробезпека – система організаційних і технічних заходів та засобів, що забезпечують захист людей від шкідливої і небезпечної дії електричного струму, електричної дуги, електричного поля і статичної електрики [4, 5].

Живлення силового обладнання дослідної лабораторії та системи освітлення здійснюється від чотирьохпровідної трифазної мережі 380 х 220В (фазна напруга (фаза – "0") – 220В, а міжфазна лінійна (фаза – фаза) – 380В).

Категорія умов по небезпеці електротравматизму – без підвищеної небезпеки.

Персонал, який обслуговує електроустановки, повинен бути забезпечений випробуваними засобами захисту. Перед застосуванням засобів захисту персонал зобов'язаний перевірити їх справність, відсутність зовнішніх пошкоджень, очистити і протерти від пилу, перевірити за штампом дату наступної перевірки. Користуватися засобами захисту, термін придатності яких вийшов, забороняється.

Для запобігання електротравмам у приміщенні здійснюються:

1) Технічні рішення із запобігання електротравм від контакту з нормально струмоведучими елементами електроустаткування – ізоляція нормально струмоведучих елементів електроустаткування відповідно з вимогами нормативів.

2) Технічні рішення щодо запобігання електротравмам при переході напруги на нормально неструмовідні елементи електроустаткування – захисне заземлення із використанням природних заземлювачів.

3) Використовувати засоби орієнтації в електроустаткуванні - написи, таблички, попереджувальні знаки.

4) При живленні однофазних споживачів струму від трипровідної мережі при нарузі до 1000 В використовується нульовий захисний провідник. При його використанні пробій на корпус призводить до КЗ. Спрацьовує захист від КЗ і пошкоджений споживач відключається від

мережі.

5) Використання основних електрозахисних засобів. Основними електрозахисними засобами називаються засоби, ізоляція яких тривалий час витримує робочу напругу, що дозволяє дотикатися до струмопровідних частин, які знаходяться під напругою. До них відносяться (до 1000В): ізолювальні штанги; ізолювальні та струмовимірювальні кліщі; покажчики напруги; діелектричні рукавиці; слюсарно-монтажний інструмент з ізольованими ручками.

б) Використання додаткових електрозахисних засобів. Додатковими електрозахисними засобами називаються засоби, які захищають персонал від напруги дотику, напруги кроку та попереджають персонал про можливість помилкових дій. До них відносяться (до 1000 В): діелектричні калоші; діелектричні килимки; переносні заземлення; ізолювальні накладки і підставки; захисні пристрої; плакати і знаки безпеки.

5.2 Технічні рішення з виробничої санітарії

5.2.1. Мікроклімат

До параметрів мікроклімату, що нормуються відносяться температура ($t^{\circ}\text{C}$) і відносна вологість повітря ($W, \%$), швидкість його переміщення (м/с), потужність теплових випромінювань (Вт/м^2). Нормується мікроклімат на робочому місці дослідника згідно ДСН 3.3.6.042-99 «Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень» [6].

Робота інженерів-конструкторів з розробки оптико-електронної системи для оцінювання реологічних властивостей крові за енерговитратами відноситься до категорії Ia [6].

Допустимі мікрокліматичні умови – поєднання параметрів мікроклімату, які при тривалому та систематичному впливі на людину можуть викликати зміни теплового стану організму, що швидко минають і нормалізуються та супроводжуються напруженням механізмів терморегуляції в межах фізіологічної адаптації. При цьому не виникає ушкоджень або порушень

стану здоров'я, але можуть спостерігатися дискомфортні тепловідчуття, погіршення самопочуття та зниження працездатності. Допустимі величини мікрокліматичних умов встановлюються у випадках, коли на робочих місцях не можна забезпечити оптимальні величини мікроклімату за технологічними вимогами виробництва, технічною недосяжністю та економічно обґрунтованою недоцільністю.

Допустимі параметри мікроклімату для категорії Ia відповідно до [7] наведені в табл. 5.1.

Таблиця 5.1 – Допустимі параметри мікроклімату

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

Для забезпечення необхідних за нормативами параметрів мікроклімату проектом передбачено [7]: у холодний період року для обігріву будівлі використовується централізована система опалення; забезпечення допустимих метеорологічних умов праці в приміщенні здійснюється за допомогою системи припливно-витяжної вентиляції та регулярного провітрювання.

5.2.2. Склад повітря робочої зони

В приміщенні, де здійснюється дослідження використовуються генератори сигналів, осцилографи, вольтметри та інше радіотехнічне обладнання, тому можливими шкідливими речовинами у повітрі є фенол, пил та озон. А також припій та флюс, якщо здійснюються роботи пов'язані з паянням, та персональний комп'ютер для моделювання. До складу припою та флюсу входять такі речовини: Ацетон, Каніфоль соснова, Олово, Свинець, Спирт етиловий.

Забруднення повітря робочої зони регламентується гранично допустимими концентраціями (ГДК) в мг/м³ [6].

Вміст шкідливих речовин у повітрі робочої зони не повинен перевищувати гранично допустимі концентрації (ГДК). ГДК шкідливих речовин у повітрі робочої зони наведені у таблиці 5.2

Для забезпечення складу повітря робочої зони відповідно до [7] проектом передбачені такі рішення: вентиляцію дослідницьких приміщень; вентиляцію окремих робочих місць, для відвернення отруєння працюючих; технічні перерви для працюючих.

Таблиця 5.2 – ГДК шкідливих речовин у повітрі

Назва речовини	ГДК, мг/м ³		Клас небезпечності
	Максимальна разова	Середньо добова	
Фенол	0,01	0,01	3
Пил нетоксичний	0,5	0,15	4
Озон	0,16	0,03	4
Ацетон	0,35	0,35	4
Олово	-	0,02	3
Свинець	0,001	0,0003	1
Спирт етиловий	5,0	5,0	4

5.2.3. Виробниче освітлення

У приміщенні для проведення досліджень використовується штучне та природне освітлення.

В залежності від джерела світла промислове освітлення поділяється на: природне освітлення – освітленість приміщень світлом неба (прямого або відображеного), яке проникає через світлові пройми в зовнішніх огорожених конструкціях. По своєму спектральному складу воно є найбільш сприятливим. Природне освітлення характеризується коефіцієнтом природної освітленості КПО (e_n). КПО – відношення природного освітлення, яке створюється в деякій точці заданої площини всередині приміщення світлом неба, до значення зовнішньої горизонтальної освітленості.

Основною величиною для розрахунку і нормування природного освітлення є коефіцієнт природної освітленості (КПО). Прийняте роздільне нормування КЕО для бічного і верхнього освітлення.

Штучне освітлення використовується двох систем: загальне або комбіноване. Загальне освітлення - освітлення, при якому світильники розміщуються у верхній зоні приміщення рівномірно або пристосоване до розташування обладнання. Комбіноване освітлення - додаткове освітлення, при якому до загального освітлення додається ще й місцеве. Місьцеве освітлення – освітлення, яке створюється світильниками, які концентрують світловий потік безпосередньо на робочих місцях.

Характеристика зорових робіт – Високої точності. Розряд зорової роботи – III, Підрозряд зорової роботи – а [8].

Таблиця 5.3 – Нормовані значення виробничого освітлення

Харак-ка зорової роботи	Найменший або еквівалентний розмір об'єкта розрізнення, мм	Розряд зорової роботи	Підрозряд зорової роботи	Контраст об'єкту з фоном	Характеристика фону	Штучне при системі комбінованого освітлення		Природне $E_{н пр}$	Суміщене $E_{н сум}$
						всього	у т. ч. від загального		
Високої точності	Від 0,3 до 0,5	III	а	Малий	Темний	2000	200	3,0	1,2

Для забезпечення нормативного значення комбінованого освітлення передбачено: використання світлодіодних ламп, для забезпечення достатнього освітлення кожного робочого місця; наявність в виробничому приміщенні достатньої кількості вікон, для загального освітлення приміщень; систематичне очищення скла від бруду – не рідше двох разів на рік.

5.2.4. Виробничий шум

Для відносної логарифмічної шкали в якості нульових рівнів обрані показники, що характеризують мінімальний поріг сприйняття звуку людським вухом на частоті 1000 Гц. Нормативним документом, який

регламентує рівні шуму для різних категорій робочих місць службових приміщень, є «ССБТ. Шум Загальні вимоги безпеки» [9].

Засоби боротьби із шумом в залежності від числа осіб, для яких вони призначені, поділяються на засоби індивідуального захисту і на засоби колективного захисту - «ССБТ. Засоби індивідуального захисту органів слуху. Загальні технічні умови і методи випробувань» і «Засоби і методи захисту від шуму. Класифікація».

Таблиця 5.4 – Допустимі рівні звукового тиску

Характер робіт	Допустимі рівні звукового тиску (дБ) в стандартизованих октавних смугах зі середньгеометричними частинами (Гц)							
	31,5	63	125	250	500	1000	2000	4000
Основні виробничі приміщення	86	71	61	54	49	45	42	40

Для забезпечення допустимих параметрів шуму (поліпшення шумового клімату) в приміщенні роботою передбачено: своєчасне проведення профілактичних робіт обладнання; зниження аеродинамічного шуму, причиною якого є робота системи вентиляції, здійснюється шляхом звукової ізоляції джерела; розміщення на шляхах поширення звукових хвиль звукоізолюючого огороження у вигляді стін та перегородок.

5.3. Пожежна безпека

Пожежну безпеку промислових і інших об'єктів регламентують Правила пожежної безпеки в Україні [11, 12]. Пожежо- вибухонебезпечність речовин і матеріалів визначається за ДСТУ 8829: 2019 [13], за якою визначається категорія приміщень за вибуховою та пожежною безпекою [14].

Виробничі приміщення за вибухонебезпекою та пожежонебезпекою відносяться до категорії Д – речовини і/або матеріали, що зазначені вище для категорій приміщень В (крім горючих газів, горючих пилу і/або волокон), а також негорючі речовини і/або матеріали в холодному стані (за температури

навколишнього середовища), за умов, що приміщення, в яких знаходяться (зберігаються, переробляються, транспортуються) зазначені вище речовини і/або матеріали, не відносяться до категорій А, Б або В з зонами П-III (місця, де зберігаються тверді горючі речовини).

Пожежо- вибухонебезпечність речовин і матеріалів – сукупність властивостей, що характеризують їхню здатність до виникнення і поширення горіння. Наслідком горіння, залежно від його швидкості та умов протікання, можуть бути пожежа або вибух. Пожежо- вибухонебезпечність речовин і матеріалів визначають показниками, вибір яких залежить від агрегатного стану речовини (матеріалу), та умов їхнього застосування.

Будівля, в якій розташоване приміщення лабораторії, характеризується II ступенем вогнестійкості.

До II ступеня вогнестійкості відносяться будинки з несучими та огорожувальними конструкціями з природних або штучних кам'яних матеріалів, бетону, залізобетону із застосуванням листових і плитних негорючих матеріалів. Мінімальні межі вогнестійкості будівельних конструкцій (у хвилинах) та максимальні межі поширення вогню по них (см) за ДБН В.1.1.7-2016 [15] наведено в таблиці 5.5.

Таблиця 5.5 – Мінімальні межі вогнестійкості будівельних конструкцій та максимальні межі поширення вогню по них

Ступінь вогнестійкості і будинків	Мінімальні межі вогнестійкості будівельних конструкцій (у хвиликах) і максимальні межі поширення вогню по них (см)								
	стіни				коло-ни	сходові площадки, костури, сходи, балки, марші сходових кліток	перекрыття між поверхів (у т.ч. горищні та над підвалами)	елементи суміщених покриттів	
	несучі та сходових кліток	само-несучі	зовнішні не-несучі	внутрішні не-несучі (перегородки)				плити, насти-ли, прого-ни	балки, ферми, арки, рами
II	REI 120 M0	REI 60 M0	E 15 M0	E1 15 M0	R 120 M0	R 60 M0	REI 45 M0	RE 15 M0	R 30 M0

Противопожежні перешкоди і мінімальні межі їх вогнестійкості за ДБН В.1.1.7-2016 [15] наведено в таблиці 5.6.

Таблиця 5.6 – Противопожежні перешкоди та мінімальні межі їх вогнестійкості

Противопожежні перешкоди	Типи протипожежних перешкод або їх елементів	Мінімальна межа вогнестійкості протипожежної перешкоди (у хвиликах)	Тип заповнення прорізів, не нижче	Тип протипожежного тамбуршлюзу, не нижче
Стіни	3	REI 45	2	2
Перегородки	2	EI 15	3	2
Перекриття	3	REI 45	2	1

Противопожежні відстані між житловими, громадськими, адміністративно-побутовими будинками промислових підприємств, гаражами слід приймати за таблицею 5.7 (чисельник). В умовах забудови, що склалася, протипожежні відстані між житловими будинками та від житлових будинків до будівель і споруд іншого призначення слід визначати згідно з протипожежними вимогами даних норм, наведеними у таблиці 5.7. Противопожежні відстані від житлових, громадських, адміністративно-побутових будинків промислових підприємств, гаражів до виробничих, складських будинків і споруд слід приймати за таблицею 5.7 (знаменник) [15].

Таблиця 5.7 – Противопожежні відстані між житловими, громадськими, адміністративно-побутовими будинками промислових підприємств, гаражами, а також до виробничих будинків, будівель і споруд

Ступінь вогнестійкості будинку	Відстані при ступені вогнестійкості будинків, м		
	I, II	III	IIIa, IIIб, IV, IVa, V
I, II	6/9	8/9	10/12

На поверсі, де розміщена дослідницька лабораторія, встановлено 3 вогнегасника ВВП-8 (ВП-5) [16].

ВИСНОВКИ

В бакалаврській кваліфікаційній роботі отримано такі науково-дослідницькі та практичні результати:

1. Проведено аналіз патентної та наукової літератури, розглянуті прилади для аналізу показників крові.
2. Досліджено параметри та характеристики двох найсучасніших типів оптичних датчиків – КМОП та ПЗЗ та зроблено вибір на користь ПЗЗ-сенсора, так як він найкраще задовольняє вимогам розробки.
3. Розроблено структурну та функціональну схеми пристрою для аналізу реологічних властивостей крові. Запропонований варіант схеми відрізняється від відомих тим, що дозволяє миттєво отримувати зображення при проведенні діагностики, при цьому можливе динамічне спостереження відзнятих зображень. По закінченню дослідів відібрані зображення зберігаються користувачем в пам'яті комп'ютера, що дає можливість подальшого їх оброблення.
4. Розроблена схема електрична принципова блоку контролю системи аналізу реологічних показників крові на основі 8-розрядного мікроконтролера STV0674. Обґрунтовано вибір мікро контролера. Розраховано надійність і технологічність блока контролю. З отриманих розрахунків видно, що розроблюваний пристрій є надійним та технологічним.
5. Проведено обробку та аналіз зображень при аналізі показників крові за допомогою системи Matlab. Задачу аналізу препаратів крові можна представити як сукупність ряду підзадач. Основні проблеми, що виникають при аналізі вказаного класу зображень, — це підвищення якості введеного зображення, відділення частинок заданого класу від всієї сукупності мікрочастинок зображення, підрахунок їх геометричних характеристик.
6. Запропоновано алгоритм і оптико-електронну систему аналізу реологічних властивостей крові, які використані для підвищення інформативності діагностування та оброблення біомедичних зображень, що є визначальним у біомедичній діагностиці.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>.
2. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages. <https://doi.org/10.1201/9781315098050>. eBook ISBN 9781315098050.
3. Козловський Ю.К. Основи реології крові, “BIOMEDICAL AND BIOSOCIAL ANTHROPOLOGY” 2015, № 24, P. 176-179.
4. Olexander N. Romanyuk, Sergii V. Pavlov, and etc. "A function-based approach to real-time visualization using graphics processing units", Proc. SPIE 11581, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2020, 115810E (14 October 2020); <https://doi.org/10.1117/12.2580212>.
5. Leonid I. Timchenko, Natalia I. Kokriatskaia, Sergii V. Pavlov, and etc. "Method of indicators forecasting of biomedical images using a parallel-hierarchical network", Proc. SPIE 11176, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2019, 111762Q (6 November 2019).
6. Olexander N. Romanyuk, Sergii V. Pavlov, and etc. "Transformation of polygonal description of objects into functional specification based on three-dimensional patches of free forms", Proc. SPIE 11176, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2019, 1117622 (6 November 2019); <https://doi.org/10.1117/12.2537043>.
7. Pavlov S.V. Selective irradiation of superficial tumours depending on the photosensitiser fluorescence in the tissue/ O.M. Chepurna, V.V. Kholin, S.V. Pavlov, and etc. // Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 53-58;

8. Pavlov S.V. Methods and computer tools for identifying diabetes-induced fundus pathology // S.V. Pavlov, T.A. Martianova, Y.R. Saldan, and etc. // Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 87-99;
9. Pavlov S.V. The complex degree of coherence of the laser images of blood plasma and the diagnostics of oncological changes of human tissues // O.V. Dubolazov, A.G. Ushenko, S.V. Pavlov, and etc. // Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 185-194;
10. Pavlov S.V. Multichannel system for recording myocardial electrical activity // O. Vlasenko, W. Wójcik, S.V. Pavlov, and etc. // Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press / Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 307-314;
11. Olexander N. Romanyuk, Sergii V. Pavlov, and etc. Offsetting and blending with perturbation functions // Proc. SPIE 11045, Optical Fibers and Their Applications 2018, 110450W, 2019
12. Leonid I. Timchenko, Sergii V. Pavlov, and etc. Precision measurement of coordinates of power center of extended laser path images // Proc. SPIE 10808, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2018, 1080810; doi: 10.1117/12.2501628; <https://doi.org/10.1117/12.2501628>.
13. Leonid I. Timchenko, Sergii V. Pavlov, Waldemar Wójcik, and etc. Bio-inspired approach to multistage image processing // Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017, 104453M; doi: 10.1117/12.2280976; <https://doi.org/10.1117/12.2280976>.
14. Pavlov Sergii, Avrunin Oleg, Hrushko Oleksandr, and etc. System of three-dimensional human face images formation for plastic and reconstructive medicine // Teaching and subjects on bio-medical engineering Approaches and experiences from the BIOART-project Peter Arras and David Luengo

(Eds.), 2021, Corresponding authors, Peter Arras and David Luengo. Printed by Acco cv, Leuven (Belgium). - 22 P. ISBN: 978-94-641-4245-7.

15. Александрова Н.П. Общие закономерности развития гемореологических нарушений у хирургических больных: дис. ... доктора биолог. наук / Н.П. Александрова : М., 1988. - 300 с.
16. Бокерия Л.А. Клиническая физиология кровообращения / Л.А. Бокерия, Л.Г. Климович, А.В. Потехина. - 2004. - № 1. - С. 46-55.
17. Гайдукова С. Клінічне значення швидкості осідання еритроцитів / С. Гайдукова, С. Видиборець // Ліки Ук раїни. - 2005. - № 7-8. - С. 11 - 13.
18. Гомон М.Л. Реология крови в научовой та практичній сферах медицины / М.Л. Гомон, І.І. Міщук // Біль, знеболування і інтенсивна терапія. - 2006. - № 1(д). - С. 134 - 135.
19. Козинец Г.И. Оценка деформабельности эритроцитов методом фильтрации / Г.И. Козинец, Т.Г. Сарычева, С.В. Игнатов //Лабораторное дело. - 1992. - № 11. - С. 15-17.
20. Бурденюк І. І. Оптоелектронний контроль реологічних властивостей крові при фотонній терапії / Поплавський О. А., Ганиш Н. В., Оксенюк Л. П., Бурденюк І. І. // Применение лазеров в медицине и биологии (II Шахбазовские чтения): XXVIII Международная научно-практическая конф., 21-24 октября 2007 г.: материалы. –Ялта, 2007. – С. 141 – 143.
21. Бурденюк І. І. Створення оптико-електронних інформаційних технологій «око-процесорного типу» для контролю та аналізу біомедичних зображень/ Павлов С. В., Коробов В. А., Ганиш Н.В., Бурденюк І. І. // Применение лазеров в медицине и биологии (II Шахбазовские чтения): XXVIII Международная научно-практическая конф., 21-24 октября 2007 г.: материалы. – Ялта, 2007. – С. 150 – 152.
22. Иванов Н.Н. Комплекс приборов для микроанализа на базе автоматического колориметра КАМЦ-1 // Мед. техника. 1986. №5.
23. Аналитические электронные медицинские приборы и системы

- /В.Ф.Солодовник, В.А. Шевелев. – Харьков: Харьк. авиац. ин-т, 1998.
24. Hogan H. Imaging is Everything.– Photonics Spectra, 1998, p.82–84.
 25. Agvany S. , Domer S., Rubacha R. , Stanley S. High Performance, VGA Resolution Digital Color CMOS Imager.– IS&T/SPIE Conference on Sensors, Cameras and Systems. – Proc. of SPIE, v.3649, p.154–164.
 26. Рафикузман М. Микропроцессоры и машинное проектирование микропроцессорных систем. М.:
 27. Kozhemiako V., Pavlov S., Kolesnic P., Mohammad El-Khatib, Zabrodskaya S. Optical method analysis of eye conjunctiva microcirculation, Proceedings of the SPIE Conference “Optoelectronic and Hybrid Optical/Digital Systems for Image/Signal Processing” ODS’99, Lvov.
 28. Прэнт У. К. Цифровая обработка изображений. - М.: Мир, 1982. Т.1-2. 792 с.
 29. Сойфер В.А. Компьютерная обработка изображений. Часть 2 Методы и алгоритмы. - Сорровский образовательный журнал, №3, 1996.
 30. Сегрета І. В. і др. Гігієна та охорона праці користувача ЕОМ.- Вінниця, 1998. –112 с.

Додаток А

(обов'язковий)

Вінницький національний технічний університет

Затверджую
Завідувач кафедри БМІОЕС
к.т.н., доц. Коваль Л.Г.

“ 24 ” березня 2022 р

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ**ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННА СИСТЕМА ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ
РЕОЛОГІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ КРОВІ**

Керівник проекту: професор кафедри БМІОЕС,
д.т.н., професор



Павлов С.В.

Виконавець: студент групи БМІ-18 б.



Баккалі Делал

1. Підстава для виконання роботи

Індивідуальне завдання на дипломний проект, затверджене наказом по ВНТУ № 66 від «24» березня 2022 р.

2. Мета та призначення

Метою магістерської дипломної роботи є створення оптико-електронної системи для аналізу показників крові, яка буде застосовна для виміру усіх основних показників крові на основі сучасної опто-електронної бази, що дозволить проводити більш якісну та ефективну діагностику, а також матиме можливість зв'язку з комп'ютером для збереження та подальшої обробки отриманих результатів.

3. Технічні вимоги

3.1. Склад системи – темнопольний мікроскоп, фотоприймальна матриця, аналогово-цифровий перетворювач, мікроконтролер, блок запам'ятовування програм, блок індикації, персональний комп'ютер, автоматичний регулятор коефіцієнтами підсилення.

3.2. Технічні параметри:

1. Оптико-електронна система призначається для аналізу реологічних зображень крові
2. Система повина мати такі технічні параметри:
 - розмірність фотоматриці 1024×1024 пікселі;
 - чутливість 0,1 Лк;
 - розмір зображення 0,4-0,8 Мб;
 - розрядність 8 біт;
3. Рівень уніфікації та стандартизації у відповідності до ОСТ 4.ТО.012.040 повинен бути не менше 0,8.
4. Характеристики зовнішніх впливів для режиму зберігання, експлуатації, перевезення пристрою.
5. Тип елементної бази – оптико-електронна;
6. Напруга живлення – 220 В;
7. Вимоги надійності – наробка на відмову, ремонтпридатність
8. Умови експлуатації:
 - 1) температура – 25°C;
 - 2) вологість – 80%;
9. Тиск навколишнього середовища – $6 \cdot 10^4$ Па.
10. Естетичні і ергономічні вимоги: 1) вага, 2) габаритні розміри

4. Джерела розробки

Розробка виконується на основі вивчення патентних та науково-технічних матеріалів відомих методів та оптико-електронних приладів та систем дослідження реологічних властивостей крові. Відомі методи та оптико-електронні прилади та системи для дослідження реологічних властивостей наведені в роботах:

1. Фізичні основи біомедичної оптики : монографія / [Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Колісник П. Ф. та ін.] –Вінниця : ВНТУ, 2010.–155 с.
2. Павлов С.В., Кожем'яко В.П., Петрук В.Г., Колісник П.Ф., Марков С.М. Біомедичні оптоелектронні інформаційні системи і апарати. Ч.1 – Неінвазивні методи діагностики серцево-судинної системи. Навчальний посібник – Вінниця: ВДТУ, 2003.- 126 с.
3. Кожем'яко В. П. , Павлов С. В., Станчук К. І. Оптико-електронні методи і засоби для обробки та аналізу біомедичних зображень. Монографія-Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2006. - 203 с.
4. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>.
5. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
6. Бабюк Н., Тимчик С., **Баккалі Делал**. Оптичні методи та система для дослідження показників крові, «Сучасні технології біомедичної інженерії»: матеріали міжнародної науково-технічної конференції, 25–27 травня 2022 р. / за заг. ред. І. В. Прокоповича, Н. В. Манічевої ; Нац. ун-т «Одеська політехніка», Вінниця : ТОВ «Торговий дім «Альфа і Омега», 2022. – С. 151-155.

5. Економічні показники (рекомендація)

Програма випуску – 5 шт.

7. Етапи ДП (ДР) і терміни його виконання

№ з/п	Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Розробка, погодження і затвердження ТЗ	24.03.22	
2	Аналітичний огляд літературних джерел за темою БДР, техніко-економічне обґрунтування розробки	14.04.22	
3	Вибір та обґрунтування електричних схем, розробка, їх аналіз, технічні розрахунки	1.05.22	
4	Аналіз і розрахунки економічних показників, розробка заходів безпеки	15.05.22	
5	Оформлення необхідної технічної документації, підготовка бакалаврської дипломної роботи до публічного захисту	5.06.22	

7. Порядок контролю і приймання

Контроль за виконанням бакалаврської кваліфікаційної роботи та його етапів покладається на керівника.

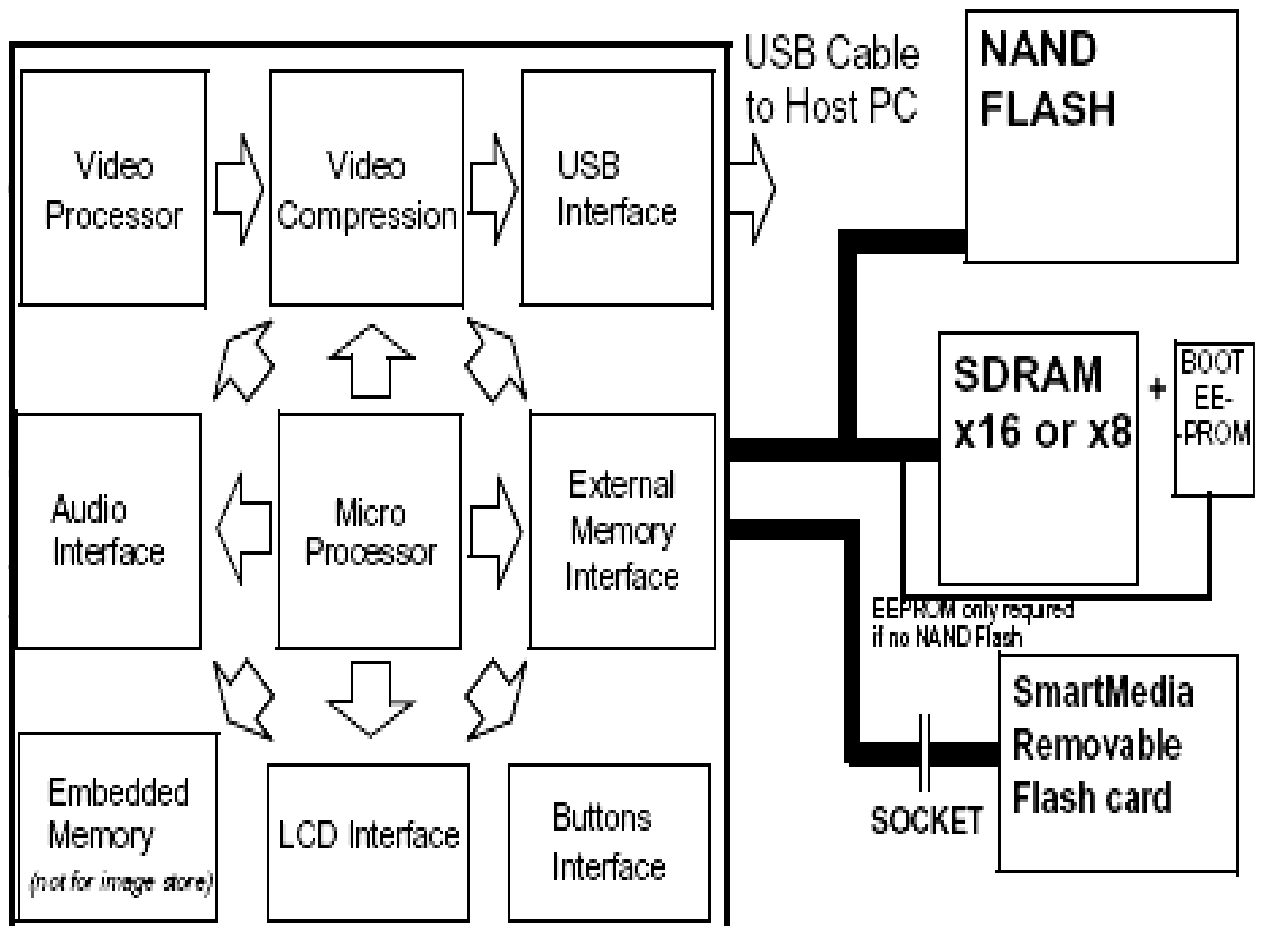
Зміст розділів з економічних питань та питань охорони праці та безпеки в надзвичайних ситуаціях погоджується зі спеціалістами (консультантами) з даних питань.

Порядок контролю та прийому дипломного проекту визначається графіком консультацій, попереднього захисту проекту, який затверджується кафедрою БМІОЕС та остаточного захисту перед ДЕК. Корегування стадій та етапів виконання проекту може проводитись при узгодженні з керівником проекту.

8. Вимоги щодо технічного захисту інформації

У зв'язку з тим, що інформація не є конфіденційною, заходи з технічного захисту не передбачаються.

Додаток Б
Функціональна схема мікропроцесора



Додаток С

Лістинг програми, що реалізовує оцінювання візуальної якості зображень

```

clear;
% Тут проводиться зчитування зображення у форматі img, для стандартних
форматів використовують функцію imread.
fid=fopen('D:\len.img','r');
[A,count]=fread(fid,'char');
fclose(fid);
M=input('Висота зображення M=');
N=input('Ширина зображення N=');
K=255; A=A(9:length(A));
LQ=1-(abs(sum(A)/(M*N)-K/2))/(K/2); % оцінка рівня адаптації зорової
системи
A=A+1; Amin=min(min(A)); Amax=max(max(A));
H=hist(A,Amax-Amin+1);
S=0;
for i=Amin:Amax;
if H(i-Amin+1) >.001*M*N;
S=S+1;
else S=S;
end;
end;
KQ=S/K; % оцінка ступеня використання можливих градацій
яскравостей
A=A-1;
m=15;n=15;n1=fix(n/2);m1=fix(m/2);
L=reshape(A,N,M); % перетворення матриці зображення з метою усунення
краєвого ефекту
a=L(1,1); b=L(1,M);c=L(N,1);d=L(N,M);
for i=1:n1;
for j=1:m1;
L1(i,j)=a;L3(i,j)=b;L6(i,j)=c;L8(i,j)=d;

```

```
end;
end;
L2=L(1,1:M);
L02=L2;
for i=1:n1-1;
L2=[L2;L02];
end;
L7=L(N,1:M);
L07=L7;
for i=1:n1-1;
L7=[L7;L07];
end;
L4=L(1:N,1);
L4=L4';
L04=L4;
for i=1:m1-1;
L4=[L4;L04];
end;
L4=L4';
L5=L(1:N,M);
L5=L5';
L05=L5;
for i=1:m1-1;
L5=[L5;L05];
end;
L5=L5';
L1=[L1;L4];
L1=[L1;L6];
L1=L1';
L2=[L2;L];
L2=[L2;L7];
L2=L2';
L3=[L3;L5];
L3=[L3;L8];
```

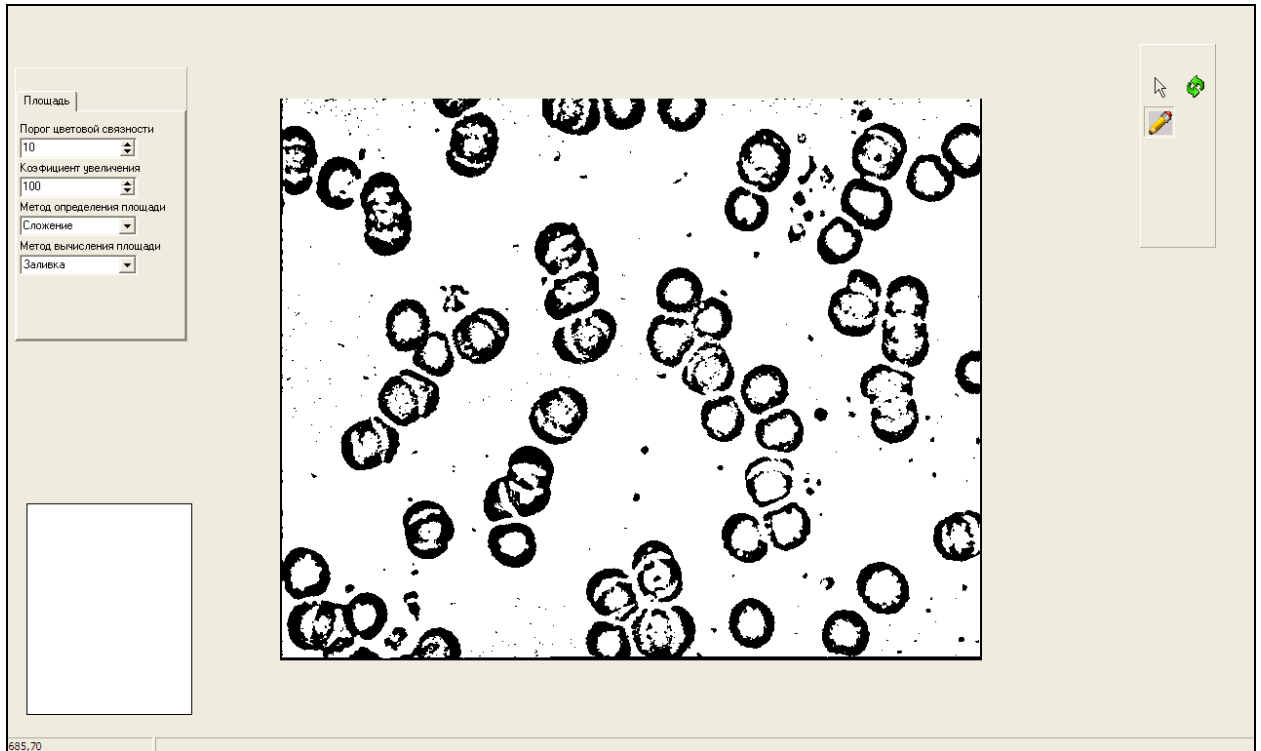
```

L3=L3';
L1=[L1;L2];
L1=[L1;L3];
L1=L1';
clear L2;clear L3;clear L4;clear L5;clear L6;clear L7;clear L8;clear L02;clear
L04;clear L05;clear L07;
F=ones(n,m);
Lser=filter2(F,L1,'same')/(n*m);
L0=Lser(n1+1:N+n1,m1+1:M+m1);LA=L1(n1+1:N+n1,m1+1:M+m1);
LB=L1(n1+1:N+n1,m1+2:M+m1+1);LC=L1(n1+2:N+n1+1,m1+1:M+m1);
Delta=abs(LA-LB)+abs(LA-LC);
RQ=sum(sum(Delta.^2))/((M*N)*(K/2));% різкість зображення
L=L1(n1+1:N+n1,m1+1:M+m1);
Lgl=sum(sum(L))/(M*N);Lmin=min(min(L));Lmax=max(max(L));
LH=L+1;LH=LH(:);
H=hist(LH,Lmax-Lmin+1);
H=H./(M*N);
for l=Lmin:Lmax;
disp(l);
3(l+1)=(1/510)*abs(2*(l-Lgl)+255-abs(2*(l-Lgl) -255))*H(l-Lmin+1);
end;
KC=sum(sum(3));% контрастність зображення
Q=100*KC*LQ*KQ*RQ;
disp('Інтегральний критерій');
disp(Q);

```

Додаток Д

ІНТЕРФЕЙС КОРИСТУВАЧА



Адаптивна бінаризація

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Оптико-електронна система для оцінювання реологічних властивостей крові

Тип роботи: БДР

Підрозділ: кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Показники звіту подібності Unicheck

Оригінальність 75,7 %

Схожість 24,3 %

1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.
2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.
3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

Особа, відповідальна за перевірку _____ Штофель Д. Х.

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

Автор роботи _____ Баккалі Делал

Керівник роботи _____ Павлов С. В.