

Детектор Плагиата v. 2961 - Отчёт оригинальности: 12.06.2026 12:00:12

Проанализированный документ: Диплом_Канівець.docx Лицензия: ВОЛОДИМИР МАТІЄВСЬКИЙ

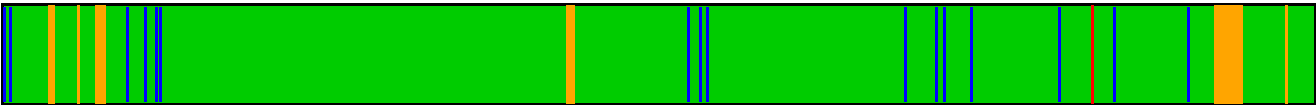
Тип поиска: Поиск переписанного Язык: Uk
Тип проверки: Интернет
ТЕЕ и кодировка: DocX n/a

Детальный анализ тела документа:

Диаграмма соотношения частей:



Граф распределения зон:



Источники плагиата: 2

	0,2%		247	1. https://www.apollohospitals.com/uk/diagnostics-investigations/blood-oxygen-level
	0%		17	2. https://www.collegesidekick.com/study-docs/24035652

Детали обработанных ресурсов: 111 - ОК / 6 - Ошибка

Важные замечания:

Википедия:	Google Книги:	Сервисы платных работ:	Античит:
[не обнаружено]	[не обнаружено]	[не обнаружено]	[не обнаружено]

Античит-отчет UACE:

1. Статус: Анализатор Включен Нормализатор Включен сходство символов установлено на 100%
2. Обнаруженный процент загрязнения UniCode: 1,9% с лимитом: 4%
3. Документ не нормализован: процент не достигнут 5%
4. Все подозрительные символы будут отмечены фиолетовым цветом: Abcd...
5. Найдены невидимые символы: 0
Рекомендации по оценке: Никаких особых действий не требуется. Документ в порядке.
Алфавитная статистика и анализ символов:

 Активные ссылки (URL-адреса, извлеченные из документа):

URL не найдены

 Исключённые ресурсы:

URL не найдены

 Включённые ресурсы:

URL не найдены

? Детальний аналіз документа:

Міністерство освіти і науки України ДЗ

Цитування: 0,01%

id: 1

«луганський Національний університет імені Тараса Шевченка»

Факультет технологій та інформаційних систем (назва факультету, інституту)
Інформаційних технологій та систем (назва кафедри) Пояснювальна записка до
дипломного проєкту (роботи) БАКАЛАВРА (освітньо-кваліфікаційний рівень) на тему:
РОЗРОБЛЕННЯ НЕІНВАЗИВНОГО ГЛЮКОМЕТРА З ДОДАТКОВИМИ ФУНКЦІЯМИ ВИЗНАЧЕННЯ
ПУЛЬСУ ТА НАСИЧЕННЯ КИСНЕМ КРОВІ ДЛЯ ІНСУЛІНОЗАЛЕЖНИХ ПАЦІЄНТІВ НА БАЗІ
[ARDUINO](#) Виконав: студент 4 курсу, групи__ напряму підготовки (спеціальності) 123

Цитування: 0%

id: 2

«Комп'ютерна інженерія»

(шифр і назва напряму підготовки, спеціальності) Канівець М. С. (прізвище та ініціали)
Керівник Донченко В. Ю. (прізвище та ініціали) Рецензент ____ Козуб Ю. Г. (прізвище та
ініціали) Лубни – 2026 року ЗМІСТ Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 2 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ
Розроб. Канівець М.С. Керівник Донченко В.Ю. Реценз. Козуб Ю.Г. Н. Контр. Зав. каф.
Семенов М.А. ЗМІСТ Літ. Акрушів 2 ЛНУ Кафедра ІТС, Гр.4КІ . ВСТУП РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ
ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ ТА МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ РІВНЯ ГЛЮКОЗИ В КРОВІ 1.1. Теоретичні
основи та класифікація цукрового діабету 1.2. Спектральні характеристики біологічних
тканин і рідин 1.2.1. Оптичні параметри тканин та крові 1.2.2. Фізіологічні особливості
крові 1.2.3 Спектральні властивості гемоглобіну 1.3. Класифікація методів
вимірювання рівня глюкози в крові 1.4. Оптичні методи неінвазивної діагностики
глюкози 2.1 Огляд та аналіз об'єктів інтелектуальної власності 2.6 Огляд та аналіз
сучасних неінвазивних глюкометрів 3.1 Висновки до розділу 3.4 РОЗДІЛ 2. ПРОЄКТУВАННЯ
ПРИСТРОЮ МОНІТОРИНГУ ГЛЮКОЗИ З ВИКОРИСТАННЯМ ІЧ-ТЕХНОЛОГІЙ 3.6 2.1 Технологія
неінвазивного вимірювання рівня глюкози на основі ІЧ-випромінювання 3.6 2.2
Обґрунтування вибору компонентів проєктованої системи 4.1 2.2.1 Функції і призначення
[Arduino Uno](#) у системі неінвазивного глюкометра 4.2 2.2.2. Функціональність та призначення
пульсоксиметра [MAX30102](#) у комп'ютеризованому глюкометрі 4.7 2.2.3. Функції і
призначення рідкокристалічного дисплею у системі неінвазивного глюкометра 5.2 2.2.4.
[Bluetooth](#) модуль [HC-0557](#) Висновки до розділу 6.0 РОЗДІЛ 3. РОЗРОБЛЕННЯ НЕІНВАЗИВНОГО
ГЛЮКОМЕТРА НА БАЗІ [ARDUINO](#) 6.2 Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 3 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ
НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ 3.1 Загальний принцип роботи пристрою та його
структурна, функціональна, принципово електрична схеми 6.2 3.2. Розробка алгоритмів
роботи та опрацювання даних неінвазивного глюкометра 6.5 3.3. Розробка алгоритмів
функціонування неінвазивного глюкометра 6.8 3.4. Тестування розробленого неінвазивного
глюкометра 7.3 Висновки до розділу 7.9 ВИСНОВКИ 8.1 СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 8.3
ДОДАТОК А 8.6 ДОДАТОК Б 8.9 ВСТУП Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 4 ІТС.4КІ.0326.03-
ПЗ Розроб. Канівець М.С. Керівник Донченко В.Ю. Реценз. Козуб Ю.Г. Н. Контр. Зав. каф.
Семенов М.А. ВСТУП Літ. Акрушів 4 ЛНУ Кафедра ІТС, Гр.4КІ . Цукровий діабет є одним із
найпоширеніших хронічних захворювань сучасності, що характеризується порушенням
обміну глюкози та потребує постійного контролю її концентрації в крові. За даними
міжнародних медичних організацій, кількість хворих на діабет щороку зростає, а сама
хвороба стає однією з основних причин розвитку серцево-судинних, неврологічних та
ниркових ускладнень. Ефективність лікування та профілактики ускладнень безпосередньо
залежить від регулярного моніторингу рівня глюкози. Традиційні методи вимірювання
глікемії базуються на інвазивному підході, що передбачає проколювання шкіри та
використання тест-смужок. Незважаючи на високу точність, такі методи створюють
дискомфорт для пацієнтів, особливо при необхідності багаторазових вимірювань протягом
добы.

AI generated text detected: ChatGPT 5.3, : 55,78%

id: 3

Саме тому одним із перспективних напрямів розвитку медичного приладобудування є
створення неінвазивних систем контролю рівня глюкози, які дозволяють проводити
вимірювання без порушення цілісності шкіри. Особливий інтерес становлять оптичні
методи неінвазивної діагностики, засновані на аналізі поглинання та розсіювання
інфрачервоного випромінювання біологічними тканинами. Використання ближнього
інфрачервоного спектра дозволяє отримувати інформацію про концентрацію глюкози

шляхом аналізу змін інтенсивності світлового сигналу після проходження крізь тканини людини.

Поєднання таких методів із сучасними мікроконтролерними платформами та цифровими алгоритмами обробки даних відкриває можливості для створення компактних, мобільних і доступних систем моніторингу. Актуальність роботи полягає у необхідності розроблення доступного неінвазивного глюкометра, здатного забезпечити безболісний та оперативний контроль рівня глюкози в крові із застосуванням сучасних оптичних технологій та мікроконтролерних засобів. Об'єкт дослідження — процес неінвазивного визначення рівня глюкози в крові людини. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 4 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Предмет дослідження — методи та засоби оптичного вимірювання концентрації глюкози на основі ближнього інфрачервоного випромінювання із використанням мікроконтролерної платформи [Arduino](#). Мета роботи — розроблення та дослідження комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра з використанням оптичного методу вимірювання рівня глюкози та додатковими функціями визначення пульсу та насичення киснем крові для інсулінозалежних пацієнтів на базі [ARDUINO](#). Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання: проаналізувати сучасні методи вимірювання рівня глюкози в крові; дослідити особливості оптичних методів неінвазивної глюкометрії; виконати аналіз сучасних неінвазивних глюкометрів та патентних рішень; розробити структурну, функціональну та принципову схеми пристрою; реалізувати алгоритми обробки даних та програмне забезпечення для [Arduino](#); провести тестування макета пристрою та оцінити точність вимірювань; проаналізувати перспективи вдосконалення системи.

 AI generated text detected: ChatGPT 5.3, : 51,1%

id: 4

Для вирішення поставлених задач використовувались методи моделювання та програмування; положення теорії автоматичного керування; методи створення автоматизованих вимірювальних мікропроцесорних систем; методи математичної статистики та обробки експериментальних результатів.

Практична цінність роботи полягає у створенні експериментального макета неінвазивного глюкометра, який може бути основою для подальшого вдосконалення портативних систем безперервного моніторингу глюкози. У першому розділі проведено аналіз предметної області неінвазивного контролю рівня глюкози в крові. Розглянуто особливості цукрового діабету, його вплив на організм людини та необхідність постійного моніторингу глікемії. Досліджено спектральні властивості біологічних тканин, крові та гемоглобіну, а також принципи взаємодії оптичного випромінювання з біологічними середовищами. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 5 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Виконано класифікацію сучасних методів вимірювання рівня глюкози на інвазивні, малоінвазивні та неінвазивні. Проаналізовано основні оптичні методи неінвазивної глюкометрії, зокрема інфрачервону, Раманівську, фотоакустичну та поляризаційну спектроскопію. Також здійснено огляд сучасних патентних рішень і комерційних систем моніторингу глюкози, що дозволило визначити перспективний напрям розроблення власного пристрою на основі оптичних ІЧ-технологій. У другому розділі досліджено фізичні основи неінвазивного вимірювання рівня глюкози за допомогою ближнього інфрачервоного випромінювання.

 AI generated text detected: ChatGPT 5.3, : 65%

id: 5

Проаналізовано процеси поглинання та розсіювання світла в біологічних тканинах, а також вплив концентрації глюкози на характеристики оптичного сигналу. На основі проведеного аналізу обґрунтовано вибір інфрачервоного діапазону для побудови системи моніторингу. Визначено основні технічні вимоги до сенсорної системи та мікроконтролерної платформи. Розглянуто принципи побудови оптичного сенсора та методи обробки отриманих сигналів для подальшого визначення концентрації глюкози. У третьому розділі виконано безпосередню розробку комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра на базі [Arduino UNO](#). Створено структурну, функціональну та принципову електричну схеми пристрою. Реалізовано сенсорний модуль на основі ІЧ-випромінювача, фотодетектора та датчика [MAX30102](#) для визначення рівня сатурації та частоти серцевих скорочень. Розроблено алгоритми функціонування системи та програмне забезпечення мовою [C++](#) у середовищі [Arduino IDE](#).

Програмна логіка забезпечує зчитування та обробку сигналів, обчислення прогнозованого рівня глюкози, визначення фізіологічних параметрів організму, відображення результатів

на дисплеї та передачу даних через [Bluetooth](#). Проведено тестування створеного макета шляхом порівняння результатів із еталонним інвазивним методом вимірювання. Виконано оцінювання похибок та аналіз клінічної точності за методом [Clarke Error Grid](#). Отримані результати підтвердили працездатність пристрою та перспективність використання оптичних методів для неінвазивного контролю рівня глюкози в крові. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 6 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ ТА МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ РІВНЯ ГЛЮКОЗИ В КРОВІ Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 8 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ Розроб. Канівець М.С. Керівник Донченко В.Ю. Реценз. Козуб Ю.Г. Н. Контр. Зав. каф. Семенов М.А. РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ ТА МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ РІВНЯ ГЛЮКОЗИ В КРОВІ Літ. Акрушів 29 ЛНУ Кафедра ІТС, Гр.4КІ . 1.1. Теоретичні основи та класифікація цукрового діабету Цукровий діабет (ЦД) — це хронічне метаболічне захворювання, що характеризується порушенням процесу трансформації поживних речовин в енергію. В основі патології лежить стійке підвищення рівня глюкози в крові (гіперглікемія), що виникає через дефіцит інсуліну або нездатність клітин організму адекватно на нього реагувати. Механізм розвитку захворювання пов'язаний із функцією підшлункової залози: у відповідь на зростання цукру в крові вона виділяє інсулін. Цей гормон слугує своєрідним

» Цитування: 0%

id: 6

«ключем»,

який відкриває клітинам доступ до глюкози, підтримуючи таким чином енергетичний гомеостаз. При діабеті цей ланцюг розривається, що призводить до надмірної концентрації цукру в судинах. Хронічний перебіг хвороби без належного контролю загрожує серйозними ускладненнями: серцево-судинними розладами, втратою зору та нирковою недостатністю. Рис. 1.1. Схематичне представлення механізму транспорту глюкози в клітину за участю інсуліну Згідно з сучасними уявленнями (рис. 1.1), ЦД є етіологічно неоднорідною групою хвороб. Основними клінічними проявами, на які варто звертати увагу, є: Поліурія та полідипсія (надмірне виділення сечі та сильна спрага); Поліфагія (підвищений апетит); Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 8 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Різка втрата ваги. Оскільки інсулін регулює поглинання глюкози м'язовими та жировими тканинами, його роль є критичною для загальної стабільності метаболізму. Своєчасна ідентифікація зазначених симптомів не лише полегшує діагностику, а й сприяє вдосконаленню методів лікування та профілактики захворювання [4-6]. Рис. 1.2. Тенденція зростання хворих на діабет з часом Типова симптоматика цукрового діабету охоплює поліурію, полідипсію, зміни маси тіла, підвищену втомлюваність, порушення зору та зниження імунітету (рис. 1.3). Механізм розвитку симптомів пов'язаний із осмотичною дією цукру: накопичуючись у крові, він

» Цитування: 0%

id: 7

«витає»

воду з тканин, що призводить до зневоднення та сухості повітря, яке вдихає хворий. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 9 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 1.3. Симптоми діабету Компенсаторна потреба у великій кількості рідини часто стає першим сигналом хвороби, особливо у пацієнтів із 2-м типом діабету. Хоча дефіцит інсуліну та втрата рідини сприяють зниженню ваги (особливо при 1-му типі), порушення харчової поведінки може призводити й до ожиріння. Згідно з джерелом [7], втрата ваги при ЦД зумовлена не тільки дегідратацією, а й комплексними порушеннями обміну речовин. Погано контрольований діабет обох типів неминуче вражає

» Цитування: 0%

id: 8

«органи-мішені».

При першому типі основними загрозами є ураження нирок та сліпота, тоді як при другому — системне затвердіння артерій (атеросклероз). Це створює передумови для серцевих нападів, болю у грудях та некрозу тканин стоп. Діабет також

» Цитування: 0%

id: 9

«старить»

очі, провокуючи появу катаракти у відносно молодому віці. Найпідступнішим ускладненням є ретинопатія. У проліферативній формі організм намагається компенсувати пошкодження судин, створюючи нові, проте вони дуже слабкі. Їхні розриви призводять до крововиливів у

сітківку, а подальше рубцювання тканини може буквально відірвати сітківку від очного дна. Очні симптоми зазвичай з'являються тоді, коли врятувати зір стає дуже важко. Тому регулярні огляди у офтальмолога — це не рекомендація, а необхідність для збереження здатності бачити. У разі критичних змін сучасна медицина пропонує лазерну корекцію як спосіб зупинити прогресування сліпоти. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 10

ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Цукровий діабет класифікують на три основні типи: 1-й тип, 2-й тип та гестаційний діабет. Кожна форма має специфічну етіологію, клінічну картину та стратегію терапії. Цукровий діабет 1-го типу (ЦД1) традиційно називають інсулінозалежним або ювенільним. Це найтяжча форма патології, що виникає внаслідок аутоімунного руйнування бета-клітин острівців Лангерганса підшлункової залози. Імунна система помилково ідентифікує ці клітини як чужорідні агенти й знищує їх, що призводить до абсолютного дефіциту інсуліну. Хоча точні тригери не встановлені, ключову роль відіграє генетична схильність (часто у поєднанні з іншими аутоімунними процесами в сімейному анамнезі) та зовнішні фактори, як-от перенесені інфекції (наприклад, епідемічний паротит). ЦД1 частіше діагностують у дітей та молоді, причому пік захворюваності часто припадає на осінньо-зимовий період. Рис. 1.4.

Порівняльна характеристика обміну глюкози: норма, дефіцит інсуліну (Тип 1) та резистентність до інсуліну (Тип 2) Цукровий діабет 2-го типу (ЦД2) — найбільш розповсюджена форма, що охоплює близько 90% усіх клінічних випадків. На відміну від першого типу, ЦД2 характеризується інсулінорезистентністю — станом, при якому клітини організму втрачають чутливість до інсуліну. Факторами ризику є вік (понад 45 років), надмірна маса тіла та гіподинамія. На ранніх етапах підшлункова залоза намагається компенсувати резистентність гіперсекрецією інсуліну, проте згодом її функціональні резерви виснажуються, що призводить до стійкої гіперглікемії. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 11

ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Гестаційний діабет виникає під час вагітності та характеризується тимчасовим підвищенням рівня глюкози в плазмі крові. Діагноз базується на результатах перорального глюкозотолерантного тесту або вимірюваннях глікемії під час виношування дитини. Рис 1.5. Співвідношення хворих на ЦД 1-го та 2-го типу в загальній структурі захворюваності Цукровий діабет 2-го типу (ЦД2), раніше відомий як інсулінонезалежний діабет дорослих, є найпоширенішою формою патології, охоплюючи 90-95% усіх пацієнтів (рис. 1.5). При цій формі підшлункова залоза зберігає здатність синтезувати інсулін, проте його кількості недостатньо для подолання клітинної резистентності, або ж механізм його взаємодії з рецепторами тканин є дефектним. Ключова функція інсуліну полягає в регуляції поглинання глюкози м'язовою, печінковою та жировою тканинами для подальшої енергопродукції. Основною патолофізіологічною ланкою ЦД2 є інсулінорезистентність — зниження чутливості клітин до гормону, що перешкоджає нормальному транспорту цукру з кровотоку. У відповідь на це бета-клітини підшлункової залози спочатку працюють у режимі гіперсекреції, проте з часом їхній ресурс вичерпується, що призводить до хронічної гіперглікемії. Факторами, що прискорюють прогресування хвороби, є надмірне споживання вуглеводів, абдомінальне ожиріння, підвищений рівень кортизолу та процеси глікації білків, що стимулюють передчасне старіння тканин. Неконтрольований рівень цукру спричиняє деструкцію судин різного калібру, що згодом призводить до поліорганної недостатності. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 12

ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Гестаційний цукровий діабет (ГЦД) розвивається виключно під час вагітності. Основним чинником є фізіологічне зростання інсулінорезистентності в другому та третьому триместрах під впливом плацентарних гормонів. У цей період потреба організму в інсуліні може подвоюватися. Якщо підшлункова залоза не здатна компенсувати ці зміни, виникає гіперглікемія. Скринінг на ГЦД зазвичай проводиться на 24–28 тижнях вагітності за допомогою перорального глюкозотолерантного тесту. 1.2. Спектральні характеристики біологічних тканин і рідин 1.2.1. Оптичні параметри тканин та крові Визначення спектральних властивостей біологічних об'єктів є критично важливим для реалізації терапевтичних і діагностичних методик. Це дає змогу точно підібрати оптичне волокно з необхідною пропускну здатністю для реєстрації процесів у конкретному діапазоні довжин хвиль [1, 2]. Взаємодія світлового випромінювання з біосубстратами має складний характер через їхню виражену оптичну неоднорідність. Різноманітність і змішаний склад компонентів тканини зумовлюють наявність різних показників заломлення. Ефективний показник заломлення в біологічних середовищах може змінюватися як поступово, так і стрибкоподібно на межах розділу різних структурних елементів. Такі просторові флуктуації призводять до появи ефектів розсіювання, відбиття та поглинання. Незважаючи на

здатність світла проникати вглиб тканини на кілька сантиметрів, інтенсивне розсіювання часто стає перешкодою для отримання чіткої візуалізації патологічних змін у біоматеріалі [1]. Поглинання — ще один ключовий фактор, який лімітує глибину проникнення випромінювання в тканину. Ступінь цього поглинання залежить від концентрації основних хромофорів. До головних компонентів, що визначають оптичний відгук у діапазоні від 190 нм (УФ) до 10 мкм (ІЧ), належать: Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 13 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ вода (складає близько 75% маси тіла); кров (гемоглобін); меланосоми (пігменти); епідерміс та судинна мережа [1]. Оптичний профіль гіподерми значною мірою формується вмістом меланіну. На рис. 1.6 наведено коефіцієнти поглинання для ключових біологічних складників, що дозволяє оцінити їхній внесок у загальну аттенуацію світла. Рис. 1.6. Властивості поглинання основних біологічних тканин і рідин [1] Значна частина біологічних тканин характеризується низьким рівнем поглинання у спектральному вікні від 600 до 1500 нм (рис. 1.7). Цей діапазон охоплює спектр від помаранчевого сектору видимого випромінювання до ближньої інфрачервоної області (NIR). Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 14 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 1.7. Спектри поглинання світлової енергії основними хромофорами шкіри [3] Ультрафіолетовий, видимий та інфрачервоний діапазони характеризуються низьким коефіцієнтом поглинання власне води. У цих межах загальне поглинання переважно визначається спектральними характеристиками основних біологічних пігментів: меланіну, що міститься у шкірі, а також гемоглобіну та оксигемоглобіну, які знаходяться у крові [3]. На рис. 1.8 продемонстровано залежність глибини проникнення світлового випромінювання від довжини хвилі. Окрім того, наведені дані ілюструють світлорозсіювальні властивості крові, які динамічно змінюються залежно від фізіологічних та патологічних процесів, що відбуваються в організмі [2]. Рис. 1.8. Структура шкіри та глибина проникнення світлового випромінювання для різних довжин хвиль [2] Взаємодія оптичного випромінювання з поверхнею людського тіла супроводжується низкою фізичних явищ: частковим відбиттям, розсіюванням, поглинанням, а також проходженням крізь різні структурні шари тканин. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 15 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ На рис. 1.9 представлені показники коефіцієнта відбиття при взаємодії світла зі шкірним покривом. Для слабопігментованої шкіри цей показник становить 43–55%. Слід зазначити наявність гендерних відмінностей: у чоловіків рівень відбиття зазвичай на 5–7% нижчий, ніж у жінок. Водночас пігментована шкіра відбиває світло на 6–8% менш інтенсивно порівняно зі світлою [2]. Рис. 1.9. Відносні коефіцієнти відображення шкіри європейця і афроамериканця [3] При ковзному падінні променів на поверхню коефіцієнт відбиття суттєво зростає, досягаючи значень до 90%. Саме спектральні характеристики біологічних тканин і рідин визначають їхню здатність пропускати випромінювання. Різні структурні шари тканин демонструють неоднакову поглинальну здатність залежно від довжини хвилі. Глибина проникнення світла суттєво варіюється залежно від діапазону: при переході від ультрафіолетового (УФ) до ближнього інфрачервоного (ІЧ) вона збільшується з 1 мкм до 2,5 мм, тоді як у дальньому ІЧ-діапазоні цей показник знижується до 0,3–0,5 мм [2]. Окрему роль у поглинальних властивостях крові відіграє оксигенований гемоглобін. Він інтенсивно поглинає випромінювання, починаючи з УФ-спектра і до межі 600 нм, причому пік поглинання зафіксовано на довжині хвилі 585 нм [2]. 1.2.2. Фізіологічні особливості крові Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 16 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Загальний об'єм крові в організмі людини становить у середньому 6–8% від маси тіла (приблизно 5–6 літрів). Кров складається з рідкої фази — плазми (55–60%) та завислих у ній формених елементів (40–45%): еритроцитів, лейкоцитів і тромбоцитів. Структурний склад крові представлено на рис. 1.10. Співвідношення між об'ємом плазми та формених елементів визначається як гематокритне число (гематокрит). Рис. 1.10. Компонентний склад крові [4] Ключову роль у процесі життєдіяльності відіграють еритроцити, основна функція яких — дихальна. Вони забезпечують транспортування кисню від альвеол легень до тканин і дифузію вуглекислого газу у зворотному напрямку, а також беруть участь у підтримці кислотно-лужного балансу (pH) [3]. Еритроцити містять гемоглобін — складний залізовмісний білок червоного кольору. Порівняно з молекулою води, структура гемоглобіну є значно складнішою та багатокомпонентною (рис. 1.11). Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 17 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 1.11. Схематичне порівняння молекулярної будови води та гемоглобіну [5] Молекула гемоглобіну складається з білкової частини — глобіну — та небілкової простетичної групи — гему, що містить залізо [5]. Як показано на рис. 1.12, гемоглобін має четвертинну структуру, сформовану чотирма

субодиницями, кожна з яких містить іон заліза у вільному стані, здатному до зворотного зв'язування з газами [6]. Рис. 1.12. Просторова структура молекули гемоглобіну [6]

Розрізняють фізіологічні та патологічні форми гемоглобіну, що виникають у процесі метаболізму або під впливом зовнішніх чинників. До фізіологічних форм належать: Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 18 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Оксигемоглобін (HbO_2): сполука з киснем, що домінує в артеріальній крові та надає їй яскраво-червоного забарвлення. Дезоксигемоглобін (Hb): відновлений гемоглобін, що утворюється після віддачі кисню тканинам. Карбгемоглобін (HbCO_2): результат взаємодії гемоглобіну з вуглекислим газом; характерний для венозної крові, що зумовлює її темно-вишневий відтінок [6]. Патологічні форми гемоглобіну включають: Карбоксигемоглобін (HbCO): стійка сполука, що виникає при отруєнні чадним газом (CO). Вона блокує здатність крові транспортувати кисень. Метгемоглобін (HbMet): форма, що утворюється під дією сильних окисників (нітритів, нітратів та деяких медикаментів), де залізо переходить у тривалентний стан, втрачаючи функцію перенесення кисню [6].

1.2.3 Спектральні властивості гемоглобіну Поглинання оптичного випромінювання на різних довжинах хвиль є унікальною характеристикою для кожної речовини, що можна порівняти з ідентифікацією людини за відбитками пальців. На рис. 1.13 наведено спектри поглинання та емісії світла для найбільш поширених форм гемоглобіну, що зустрічаються в організмі людини. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 19 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ а) б) Рис. 1.13. Спектри поглинання загальних форм гемоглобіну [7,8]: а) оксигемоглобіну, дезоксигемоглобіна, метгемоглобіну, карбоксигемоглобіна і сульфгемоглобіна [7]; б) гемоглобін, оксигемоглобіну, карбоксигемоглобіна метгемоглобіну Існує пряма залежність між концентрацією гемоглобіну та рівнем поглинання світла: зі зростанням вмісту гемоглобіну об'єм поглинутої енергії збільшується. Навпаки, при зменшенні об'єму крові або концентрації пігменту поглинання послаблюється, що призводить до зростання інтенсивності зареєстрованого світлового сигналу. Таким чином, зміна концентрації гемоглобіну є обернено пропорційною інтенсивності детектуваного випромінювання. Це дає можливість кількісно визначити вміст гемоглобіну, використовуючи модифікований закон Бугера — Ламберта — Бера, який враховує особливості розсіювання світла в біологічних тканинах.

1.3. Класифікація методів вимірювання рівня глюкози в крові У межах даної роботи проведено аналіз сучасних підходів до визначення глікемії та розроблено класифікацію методів, яку представлено на рис. 1.14. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 20 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 1.14. Класифікація методів дослідження концентрації глюкози Сучасні методи діагностики рівня глюкози в організмі класифікують на три основні групи: інвазивні, малоінвазивні та неінвазивні. Інвазивні методи. Базуються на повному підшкірному або внутрішньовенному доступі. Вони реалізуються або через прямий забір крові для лабораторного аналізу, або за допомогою імплантованих сенсорів (повністю занурених або трансдермальних). Такі системи зазвичай використовують бездротовий зв'язок із зовнішнім контролером. Принцип їхньої дії ґрунтується на ферментативному окисненні глюкози з подальшим електрохімічним або оптичним аналізом продуктів реакції [9, 10]. Також до цієї групи належать пристрої, що працюють за принципом мікродіалізу. Малоінвазивні методи. Передбачають мінімальну травматизацію шкірного покриву. До них належать: Лазерна перфорація та нано голки: використання кремнієвих голок (діаметром 0,1 мм) для отримання мікророзриву крові. Сенсорні мікроголки: забезпечують безперервний доступ до біоматеріалу шляхом високочастотних проколів, де аналіз здійснюється електрохімічним методом [9]. Іонофорез: метод, при якому слабкий електричний струм стимулює спрямований рух поляризованих молекул крізь пори дерми. Це спричиняє вихід мікрокрапель інтерстиціальної рідини на поверхню сенсора для подальшого аналізу [9]. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 21 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Сонофорез: застосування низькочастотного ультразвуку для впливу на роговий шар шкіри. Ультразвукові коливання підвищують проникність епідермісу, що стимулює вихід інтерстиціальної рідини, концентрація глюкози в якій корелює з її вмістом у крові [9, 10]. Неінвазивні методи. Є найбільш перспективними, оскільки не порушують цілісність тканин і не викликають больових відчуттів. Дослідження проводяться шляхом аналізу біологічних секретів (сльози, слина, піт, вушна сірка) або через шкірні покриви без їх пошкодження. Основними напрямками розвитку неінвазивного контролю є: фотоакустична спектроскопія; оптична оклюзія; оптична когерентна томографія; поляризаційна спектроскопія.

1.4. Оптичні методи неінвазивної діагностики глюкози На сьогодні неінвазивний моніторинг рівня глюкози є одним із пріоритетних напрямів

медичного приладобудування. Найбільшого поширення набули методи, що ґрунтуються на оптичному детектуванні (табл. 1.1). Принцип їхньої дії полягає у фокусуванні світлового потоку на певній ділянці біологічної тканини. При проходженні крізь тканини та органи падаюче випромінювання зазнає трансформацій внаслідок взаємодії з різними структурними шарами. Такі компоненти, як вода, гемоглобін, меланін, ліпіди та безпосередньо глюкоза, спричиняють селективну абсорбцію (поглинання) світла. Крім того, на кожній довжині хвилі інтенсивність сигналу, що пройшов крізь об'єкт, залежить від морфологічних особливостей тканини: товщини шарів, структури дерми, наявності кісткових структур та розподілу біологічних рідин [11]. Таблиця 1.1 Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 22 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Методи оптичної глюкометрії [11] № п/п Технологія Визначення 1. Спектральний аналіз в ІЧ області* Аналіз поглинутого або відбитого випромінювання на певних довжинах хвиль інфрачервоного діапазону. 2. Раманівська спектроскопія Використання лазерного променя для збудження неупругого розсіювання світла, що відповідає коливальним рівням молекул. 3. Фотоакустична спектроскопія Лазерне збудження середовища, що створює акустичний відгук; спектр формується залежно від параметрів налаштування лазера. 4. Розсіювання Вимірювання параметрів розсіяного світла для детектування структурних або концентраційних змін у речовині. 5. Поляризація Визначення кута обертання площини поляризації світла, що проходить крізь середовище, оскільки глюкоза є оптично активною. * Обмежений поверхнею епідермісу Для прецизійного визначення концентрації глюкози в межах оптичних методів застосовується аналіз наступних параметрів сигналу: зміна довжини хвилі (спектральний зсув); стан поляризації світла; варіації інтенсивності випромінювання. Одним із перспективних підходів є спектральний аналіз в інфрачервоній (ІЧ) області, схему якого представлено на рис. 1.15. У даному випадку лазерний промінь середнього ІЧ-діапазону, спрямований на шкіру, викликає локальне теплове розширення середовища. Це призводить до генерації акустичної хвилі, характеристики якої (амплітуда, фаза) безпосередньо залежать від коефіцієнта поглинання тканини, а також від її фізико-хімічних властивостей: коефіцієнта теплового розширення та швидкості поширення звуку в конкретному біосередовищі. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 23 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 1.15. Метод спектрального аналізу для визначення глюкози в ІЧ області [12]: а) схематичне зображення системи позиційної скануючої фотоакустичної спектроскопії; б) оптична мікрофотографія і фотоакустичний зображення структур тканин; в) діаметр променя після відбиття від параболічного дзеркала, мінімум 90 мкм на фокусній відстані 50,4 мм від параболічного дзеркала. г) фотоакустичний спектр в частотній області, де пік розташований при 47,5 кГц, з еталонним зразком стрічки сажі. На відміну від ближнього інфрачервоного діапазону, у середньому ІЧ-спектрі глюкоза демонструє виражене характерне поглинання, зумовлене валентними коливаннями та деформаціями молекулярних зв'язків у діапазоні 800–1200 см⁻¹. Попри обмежену глибину проникнення випромінювання середнього ІЧ-діапазону в шкіру (100 мкм), воно досягає інтерстиціальної (міжклітинної) рідини. Ця рідина локалізується під роговим шаром, товщина якого становить лише 15–20 мкм. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 24 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Встановлено, що інтерстиціальна рідина має низку переваг для діагностики порівняно з іншими біосередовищами (сльозою, слиною чи сечею): Мінімальна затримка: час запізнювання концентрації глюкози відносно її рівня в крові становить лише 5–15 хвилин. Чистота матриці: склад інтерстиціальної рідини є значно простішим за склад крові та представлений переважно глюкозою, альбуміном і незначною кількістю лактату [12]. Для трансдермальної Раманівської спектроскопії *in vivo* інформативним сигналом є спектри комбінаційного розсіювання молекул глюкози, що містяться в інтерстиціальній рідині під епідермісом. Сучасні високопродуктивні раманівські спектрометри вже пройшли апробацію в межах клінічних досліджень, зокрема під час пероральних тестів на толерантність до глюкози (OGTT) у людей та тестів на фіксацію рівня глюкози у тварин [13]. Експериментальну установку на основі цього методу представлено на рис. 1.16. а) б) в) Рис. 1.16. Система спектроскопії комбінаційного розсіювання [13]: а) принципова оптична схема системи для вимірювань *in vivo* на шкірі; б) зовнішній вигляд (фотографія) вимірювального зонда; Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 25 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ в) динамічний профіль концентрації глюкози, отриманий під час експерименту. Фотоакустична спектроскопія ґрунтується на вимірюванні фізичних параметрів рідких середовищ під впливом модульованого електромагнітного випромінювання. Для цього використовуються довжини хвиль у діапазонах (1,55–1,85) мкм

або (2,1–2,3) мкм. Метод реалізується шляхом реєстрації амплітуди акустичної хвилі, що виникає внаслідок періодичного теплового розширення біологічних тканин при поглинанні енергії променя [14]. Схему відповідного пристрою наведено на рис. 1.17. Рис. 1.17. Блок-схема фотоакустичного аналізатора рівня глюкози [14] Для мінімізації впливу фонових шумів у конструкції використовується диференціальний мікрофон, який нівелює завади шляхом порівняння сигналів основної та еталонної вимірювальних комірок. Фотоакустичні методи демонструють вищу чутливість порівняно зі стандартними спектроскопічними підходами, проте вони є більш вразливими до коливань параметрів зовнішнього середовища (температури, тиску). Поляризаційний метод застосовується для кількісного аналізу концентрації глюкози шляхом оцінки її оптичної активності. Одним із підходів є вимірювання відбиття випромінювання від кристалика ока під кутом Брюстера або аналіз тангенціального оптичного шляху (рис. 1.18) [14]. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 26 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 1.18. Поляризаційні підходи до детектування глюкози [14]: а) вимірювання за тангенціальним оптичним шляхом; б) хід променів у передній камері ока при відбитті від кристалика під кутом Брюстера. Оскільки глюкоза діє як оптичний ротатор (здатна обертати площину поляризації світла), водяниста волога (гуморальна рідина) передньої камери ока є оптимальним об'єктом для таких досліджень через свою високу прозорість та низький вміст інших оптично активних речовин. 1.5 Огляд та аналіз об'єктів інтелектуальної власності Патентна активність у сфері неінвазивного моніторингу глюкози характеризується значним обсягом розробок, що базуються на різних фізичних принципах, таких як ІЧ-спектроскопія, фотоакустичний ефект та біоімпедансний аналіз. На сьогодні світова патентна база налічує понад 1600 запатентованих технічних рішень (рис. 1.19). Комерційна реалізація надійного неінвазивного пристрою стане фундаментальним кроком у покращенні якості життя пацієнтів із цукровим діабетом, які потребують безперервного глікемічного контролю. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 27 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 1.19. Динаміка розвитку технологій неінвазивної діагностики глюкози [15] У межах даної роботи проведено систематизацію патентів та відповідних технічних засобів моніторингу (рис. 1.20), що дозволило виявити найбільш перспективні конструктивні рішення. Рис. 1.20. Аналітичний огляд патентної бази та засобів вимірювання [15] В дипломному проєкті проаналізовано сучасні зразки портативних глюкометрів з метою вибору прототипу для подальшої розробки. Зокрема, розглянуто неінвазивний пристрій [16], конструктивну схему якого наведено на рис. 1.21. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 28 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 1.21. Конструкція неінвазивного аналізатора глюкози [16]: 10 — корпус; 11 — основа з елементами кріплення; 12 — верхня кришка; 30 — рідкокристалічний дисплей; 40 — фіксуючий ремінець (браслет); 121 — органи керування (кнопки); 122 — захисна панель. Оптичний блок пристрою змонтований на друкованій платі. Випромінювальний модуль, виконаний на основі напівпровідникового лазерного діода, генерує світловий потік (ІЧ-діапазон або лазерне випромінювання), що спрямовується крізь апертуру в каркасі на біологічну тканину. Електронний блок пристрою включає систему електроживлення, модуль управління та блок пам'яті. Модуль управління виконує спектральний аналіз отриманого сигналу, його цифрову обробку та обчислення концентрації. У модулі пам'яті зберігаються результати вимірювань та калібрувальні криві. Ці криві відображають залежність між параметрами відбитого спектра та фактичним рівнем глюкози, враховуючи специфічні коефіцієнти поглинання [16]. Наступним об'єктом аналізу є портативний глюкометр, конструктивні особливості якого представлені на рисунках 1.22 та 1.23. На рис. 1.22 представлено портативну систему, що поєднує функції моніторингу та терапії. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 29 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ а)б) Рис. 1.22. Система портативного глюкометра та інсулінотерапії [17]: а) Процес дистанційного моніторингу: 100 — пацієнт; 102 — медичний спеціаліст; 104, 106 — термінали зв'язку. б) Конфігурація сенсорів: 204 — сенсор безперервного моніторингу глюкози (CGM); 206-1(2) — інсулінові помпи; 104 — центральний пристрій керування Рис. 1.23. Портативний глюкометр [17] Система дозволяє пацієнту інтегрувати пристрій безперервного моніторингу глюкози (CGM) 204 з різними типами інсулінових pomp: довгострокового (208-1) або короткострокового (208-2) використання. Портативний керуючий пристрій 104 забезпечує універсальну взаємодію з будь-яким типом помпи. У разі одночасного використання обох pomp, пристрій управління налаштовується на синхронізацію з одним пріоритетним модулем [17]. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 30 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Керуючий блок 104 виконує роль

системного хаба (концентратора), акумулюючи дані з усіх компонентів системи управління діабетом. За необхідності, функції концентратора можуть бути делеговані безпосередньо інсуліновій помпі 208 або смартфону (304). Передача даних між вузлами системи здійснюється через енергоефективні бездротові інтерфейси (наприклад, [Bluetooth](#)). Окрему увагу варто приділити патентним розробкам компанії [Apple](#), яка інтегрує технологію неінвазивного моніторингу глюкози у смарт-годинники [Apple Watch](#) (рис. 1.24). Рис. 1.24. Оптична схема неінвазивного моніторингу в [Apple Watch](#) [17] Оптична система пристрою реалізує метод абсорбційної спектроскопії. Технологія передбачає опромінення біологічних тканин світлом із заздалегідь визначеними параметрами довжини хвилі та енергії. Під час проходження крізь біоматеріал речовина-мішень (глюкоза) вибірково поглинає енергію на специфічних довжинах хвиль, що змінює характеристики вихідного світлового потоку. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 31 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Аналіз концентрації базується на порівнянні світла, що пройшло крізь тканини, з еталонним сигналом. Система фіксує рівень абсорбції, зокрема втрату інтенсивності випромінювання. Згідно із фізичними принципами, зі зростанням концентрації глюкози в тканинах пропорційно збільшується кількість поглинутої енергії, що дозволяє пристрою розраховувати поточний рівень цукру в крові в режимі реального часу [17]. 1.6. Огляд та аналіз сучасних неінвазивних глюкометрів Першим об'єктом аналізу є портативна система [FreeStyle Libre](#) від компанії [Abbott](#) [18], зображена на рис. 1.25. Даний пристрій належить до класу [Flash](#)-моніторингу глюкози. Рис. 1.25. Портативна система моніторингу глюкози [FreeStyle Libre](#) [18] Система [FreeStyle Libre](#) дозволяє отримувати дані про рівень глікемії безболісно за допомогою миттєвого (тривалістю в 1 секунду) сканування датчика рідером або смартфоном, причому зчитування можливе навіть через шар одягу. Основний елемент системи — компактний водостійкий сенсор, що фіксується на задній поверхні передпліччя. Він забезпечує безперервне вимірювання концентрації глюкози в інтерстиціальній рідині протягом 14 днів, зберігаючи працездатність під час водних процедур та фізичних навантажень. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 32 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Основні технічні параметри пристрою зведено у таблицю 1.2. Таблиця 1.2 Технічні характеристики системи [FreeStyle Libre](#) [18] Параметр Характеристика Габарити сенсора (товщина / діаметр) 5 мм/35 мм Метод дослідження Електрохімічний (ферментативний) Калібрування результату По цільній крові Діапазон вимірювань 2.2 – 27.8 ммоль/л Тривалість одного вимірювання 1,0 с Зони встановлення сенсора Плече (задня поверхня), стегно, живіт Функція автовимкнення Присутня Термін експлуатації одного сенсора 14 днів Наступним технологічним рішенням є багатопараметричний неінвазивний монітор виробництва компанії [CNOGA Medical](#) [19], представлений на рис. 1.26. Рис. 1.26. Цифровий багатопараметричний неінвазивний монітор [CNOGA](#) [19] На відміну від попередньої системи, цей пристрій є повністю неінвазивним і використовує оптичний метод аналізу (спектроскопію). Пацієнт розміщує палець у спеціальному вимірювальному відсіку, де за допомогою чотирьох світлодіодних джерел випромінювання та чутливих сенсорів проводиться аналіз кольорових спектрів тканин. Окрім рівня глюкози, прилад здатний вимірювати артеріальний тиск, пульс та насичення крові киснем ([SpO2](#)), що робить його універсальним засобом діагностики. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 33 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Пристрій [CNOGA Medical](#) поєднує в собі функції вимірювання артеріального тиску, концентрації гемоглобіну та глюкози. В основу його роботи покладено метод фотоплетизмографії, що дозволяє оцінити динамічні зміни стану судинного русла пальця пацієнта при проходженні крізь нього світлового потоку. Функціонування приладу забезпечується масивом світлодіодів, що випромінюють у діапазоні від видимого до інфрачервоного спектра. Під час проходження крізь тканини частина випромінювання абсорбується, а характеристики відбитого сигналу змінюються залежно від складу крові. Високочутливий фотоприймач вбудованої камери в режимі реального часу реєструє ці варіації. На основі запатентованих алгоритмів система встановлює кореляцію між параметрами сигналу та біологічними показниками, розраховуючи рівень глюкози [19]. Габаритні розміри: 43 x 48 x 82 мм. Вага: 113 г. Наступним об'єктом аналізу є неінвазивний глюкометр від [Integrity Applications](#) (рис. 1.27). Пристрій фіксується на мочці вуха та використовує гібридну технологію вимірювання, що поєднує три незалежні методи: ультразвуковий, електромагнітний та термічний (контроль температури) [20]. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 34 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 1.27. Неінвазивна система моніторингу від [Integrity Applications](#) [20] Отримані дані передаються на базовий блок, який дозволяє не лише переглядати поточні результати, а й

аналізувати динаміку глікемії за обраний період. Технічні характеристики пристрою наведено в таблиці 1.3 (зверніть увагу, в оригіналі назва таблиці була помилковою, її виправлено на [GlucoTrack](#)). Таблиця 1.3 Технічні характеристики системи [GlucoTrack](#) [20]

Параметр	Характеристика
Діапазон вимірювання тиску (діти), мм рт. ст.	0 – 180
Діапазон вимірювання тиску (дорослі), мм рт. ст.	20 – 280
Діапазон вимірювання глюкози, ммоль/л	2,0 – 18,0
Допустима похибка, % до 20	Габаритні розміри, мм 155 x 100 x 45
Вага, кг	0,5
Тривалість процедури вимірювання, с	~ 60

Висновки до розділу У першому розділі дипломного проєкту проведено комплексний аналіз предметної області неінвазивного контролю рівня глюкози в крові. Розглянуто теоретичні основи цукрового діабету, його класифікацію, патофізіологічні механізми розвитку та основні ускладнення, що підтверджує актуальність створення сучасних засобів безперервного моніторингу глікемії. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 35 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Досліджено спектральні характеристики біологічних тканин, крові та гемоглобіну, а також особливості взаємодії оптичного випромінювання з біологічними середовищами. Встановлено, що найбільш перспективним для неінвазивного контролю є використання оптичних методів у ближньому та середньому інфрачервоному діапазонах, де спостерігаються характерні спектри поглинання глюкози та гемоглобіну. Проведено класифікацію сучасних методів вимірювання рівня глюкози, які поділено на інвазивні, малоінвазивні та неінвазивні.

AI generated text detected: ChatGPT 5.3, : 54,4%

id: 10

Визначено, що саме неінвазивні методи мають найбільший потенціал для подальшого розвитку завдяки безболісності, безпечності та можливості безперервного моніторингу стану пацієнта. Проаналізовано основні оптичні технології неінвазивної глюкометрії, зокрема інфрачервону спектроскопію, Раманівську спектроскопію, фотоакустичний та поляризаційний методи. Встановлено, що кожен із методів має власні переваги та обмеження, пов'язані з точністю вимірювання, глибиною проникнення випромінювання, впливом зовнішніх факторів та складністю реалізації. Також виконано огляд сучасних патентних рішень і комерційних систем моніторингу глюкози, серед яких [FreeStyle Libre](#), [CNOGA Medical](#), [GlucoTrack](#) та технологічні розробки [Apple Watch](#).

Аналіз показав тенденцію до інтеграції оптичних сенсорів, бездротових інтерфейсів передачі даних та інтелектуальних алгоритмів обробки сигналів у портативні медичні пристрої. Отримані результати аналізу дозволили визначити перспективний напрям подальшої розробки — створення мобільної неінвазивної системи моніторингу рівня глюкози на основі оптичних методів вимірювання та сучасних мікроконтролерних технологій.

РОЗДІЛ 2. ПРОЄКТУВАННЯ ПРИСТРОЮ МОНІТОРИНГУ ГЛЮКОЗИ З ВИКОРИСТАННЯМ ІЧ-ТЕХНОЛОГІЙ

Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 37 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ Розроб. Канівець М.С. Керівник Донченко В.Ю. Реценз. Козуб Ю.Г. Н. Контр. Зав. каф. Семенов М.А. РОЗДІЛ 2. ПРОЄКТУВАННЯ ПРИСТРОЮ МОНІТОРИНГУ ГЛЮКОЗИ З ВИКОРИСТАННЯМ ІЧ-ТЕХНОЛОГІЙ

Літ. Акрушів 29 ЛНУ Кафедра ІТС, Гр.4КІ . 2.1 Технологія неінвазивного вимірювання рівня глюкози на основі ІЧ-випромінювання

Визначення рівня глюкози за допомогою ближнього інфрачервоного (БІЧ) випромінювання базується на процесах його поглинання та розсіювання хімічними сполуками тканин. Проходження світла через органи з високою концентрацією глюкози супроводжується послабленням розсіювання, що призводить до скорочення довжини оптичного шляху та зниження загального поглинання світла. Низькоінтенсивна терапія із застосуванням червоного та БІЧ-випромінювання активно використовується для лікування діабету на клітинному рівні. Клінічні випробування доводять, що хвилі довжиною 630-660 нм та 810-850 нм є найбільш ефективними та не викликають побічних ефектів. Оскільки хімічні зв'язки органічних молекул інтенсивно поглинають хвилі цього діапазону, БІЧ-сигнали є оптимальними для їх детекції. Враховуючи, що біологічні тканини складаються переважно з органічних речовин, важливою перевагою БІЧ-світла є його здатність проникати в тіло глибше за інші види інфрачервоних променів. Як показано на рис. 2.1, специфіка відбиття та поглинання шкірою світла червоного спектра змінюється: за наявності молекул глюкози ці показники зростають [10-11]. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 3 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ

Рис 2.1. Поглинальна здатність червоного та ближнього інфрачервоного випромінювання в шкірному покриві людини

Зменшення концентрації глюкози призводить до посилення розсіювання світла, що, як наслідок, знижує його поглинання. Натомість підвищений вміст глюкози в тканинах послаблює розсіювання, що сприяє більшому поглинанню випромінювання. На рис. 2.2 (а, б) наведено спектри глюкози

в ближньому інфрачервоному (БІЧ) діапазоні для довжин хвиль 700–1050 нм. Своєю чергою, на рис. 2.2 (в) представлено БІЧ-спектри глюкози для діапазону від 900 до 1700 нм. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 38 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис 2.2. (а, б) Спектри глюкози в ближній інфрачервоній області (700 – 1050 нм); (в) Спектри глюкози в ближній інфрачервоній області (900 – 1700 нм) Інтенсивність світла, що відбивається, зменшується в тканинах з підвищеним вмістом глюкози. Це відбувається через посилене поглинання світла тканинами з високим рівнем глюкози. Наступне рівняння (2.1) демонструє цей зв'язок. $I_{\text{ref}} = I_{\text{tissue}} \cdot e^{-\mu \cdot l}$ (2.1) Відповідно до рівняння (2.1) інтенсивність світла, що відбивається від тканин шкіри (I_{ref}) визначається як добуток інтенсивності падаючого світла (I_{inc}) та діапазону проходження ближнього інфрачервоного сигналу крізь тканину, що описується коефіцієнтом відбиття (μ – коефіцієнт поглинання тканини, l – товщина тканини). Вбирання фотонів у тканині (P_a) зазвичай обчислюється таким чином: $P_a = I_{\text{ref}} - I_{\text{tissue}}$ (2.2) де μ коефіцієнт поглинання тканини, l – товщина тканини. Рівняння (2.2) демонструє, що щільність тканин та їх молярне розширення справляють вагомий вплив на число фотонів, що поглинаються тканинами. Закон Бугера-Ламберта-Бера визначає, що інтенсивність світла, проходячи крізь середовище, зменшується експоненційно. Відповідно до цього принципу, поглинання ближнього інфрачервоного випромінювання (Anir) обчислюється рівнянням (2.3): Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 39 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ (2.3) Концентрація червоного (Rbg) та ближнього інфрачервоного (NIRbg) діапазонів визначається рівняннями (2.4), (2.5) (2.4) (2.5) Після визначення рівня глюкози у крові, обчислення концентрації червоного та ближнього інфрачервоного відбувається розраховується рівняннями (2.6), (2.7) (2.6) (2.7) Спектральні концентрації у червоній та ближній ІЧ областях змінюються, як продемонстровано в рівняннях (2.8) та (2.9) (2.8) (2.) Для мінімізації витрат часу на калібрування, передбачається оцінка коливань концентрації глюкози в крові впродовж доби. Світлодіод та фотодіод розміщені поруч на одній ділянці тканини, з метою вимірювання розсіяного світловідбиття. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 40 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Технологія ближньої інфрачервоної спектроскопії представляє собою метод неінвазивного контролю рівня глюкози в крові. Принцип дії полягає у вимірюванні кількості глюкози в тканинах. Вимірювання здійснюється аналізом спектрального сигналу, отриманого від інфрачервоного випромінювання, що проникає крізь тканину або відбивається від неї (рис 2.3 (А)) Рис 2.3. Технологія спектроскопії ближнього інфрачервоного випромінювання та принцип функціонування теплового детектора ближнього інфрачервоного діапазону Принцип дії теплового детектора ближнього інфрачервоного (БІЧ) випромінювання проілюстровано на рис. 2.3 (Б). Поглинання матеріалом БІЧ-випромінювання призводить до його нагрівання, що, своєю чергою, генерує вихідну напругу в термобатарей. Оскільки величина цієї напруги прямо пропорційна інтенсивності поглиненого випромінювання, її використовують для кількісного визначення глюкози в біологічних зразках. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 41 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Для вимірювань ефективно застосовуються як фотонні (світлочутливі), так і теплові ІЧ-детектори. Наразі одним із пріоритетних напрямів є розробка неінвазивних пристроїв із підвищеним рівнем чутливості та стабільності [11]. Традиційна апаратура для БІЧ-спектроскопії передбачає використання теплових і світлочутливих сенсорів. Тепловий сенсор складається з кристалів специфічних термоелектричних матеріалів, розміщених між двома металевими пластинами. Опромінення таких кристалічних структур викликає перерозподіл поверхневого заряду, що дає змогу фіксувати інтенсивність ІЧ-випромінювання. Натомість світлочутливий приймач формує сигнал унаслідок поглинання фотонів матеріалом сенсора: це спричиняє вивільнення електронів і генерування електричного струму. Попри перспективи методу, застосування БІЧ-спектроскопії для моніторингу рівня глюкози у крові ускладнюється чотирма основними технічними проблемами: Низькою інтенсивністю корисного сигналу; Впливом індивідуальних фізіологічних особливостей та динамічних змін у складі тіла на точність вимірювань; Складністю визначення оптимальних точок для вимірювання та необхідністю розробки допоміжного інструментарію для безперервного моніторингу; Накладанням спектральних смуг поглинання різних речовин, що суттєво ускладнює виділення сигналу, специфічного саме для глюкози. 2.2 Обґрунтування вибору компонентів проєктованої системи Для неінвазивного вимірювання рівня глюкози в крові пропонується метод, що базується на оптичних властивостях ближнього інфрачервоного (БІЧ) випромінювання. Проникаючи крізь шкіру пальця, БІЧ-світло взаємодіє з тканинами та

молекулами глюкози, після чого частково відбивається. Це відбите випромінювання реєструється фотоприймачем, який перетворює оптичний сигнал на електричний струм із подальшим його перетворенням на електричний потенціал (напругу). Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 42 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Апаратна реалізація комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра передбачає розробку сенсорного модуля, до складу якого входять ІЧ-випромінювач та ІЧ-фотодіод (приймач). Крім того, архітектура приладу повинна містити електронну схему обробки аналогового сигналу, яка складається з каскадів фільтрації та підсилення. Наступний крок полягає у дослідженні компонентів комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра. 2.2.1 Функції і призначення [Arduino Uno](#) у системі неінвазивного глюкометра Для апаратної реалізації розроблюваної системи (пристрою) було обрано мікроконтролерну платформу [Arduino Uno](#). Таке рішення зумовлене оптимальним співвідношенням технічних характеристик, простоти прототипування та економічної доцільності. [Arduino Uno](#) представляє собою універсальну платформу для швидкого прототипування та розробки електронних пристроїв. Плата базується на мікроконтролері [ATmega328P](#), який забезпечує достатню обчислювальну потужність для виконання завдань, необхідних для управління системою

Цитування: 0%

id: 11

"розумний дім".

Наявність 14 цифрових входів/виходів, 6 аналогових входів, а також підтримка різних типів комунікацій ([USB](#), [UART](#), [I2C](#), [SPI](#)) робить [Arduino Uno](#) універсальним інструментом для підключення різноманітних датчиків, актуаторів та інших периферійних пристроїв. Однією з ключових переваг [Arduino Uno](#) є її відкритість. Плата має відкритий апаратний і програмний код, що дозволяє глибоко вивчити її роботу та модифікувати під власні потреби. Крім того, існує велика спільнота розробників, яка створює різноманітні бібліотеки, щити та інші ресурси, що спрощують процес розробки. Простота використання [Arduino Uno](#) також є важливим фактором. Інтуїтивно зрозуміле середовище розробки [Arduino IDE](#) дозволяє швидко створювати та завантажувати програми на плату, навіть для користувачів без глибоких знань в області програмування. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 43 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Таким чином, вибір [Arduino Uno](#) в якості основної платформи для проєкту

Цитування: 0%

id: 12

"розумний дім"

є обґрунтованим з точки зору її технічних характеристик, доступності, гнучкості та широкої підтримки спільноти розробників. Ключові характеристики [Arduino Uno](#): Мікроконтролер [ATmega328P](#) 14 цифрових входів/виходів 6 аналогових входів [USB](#)-інтерфейс Підтримка різних мов програмування ([C++](#), [C](#)) Відкритий апаратний і програмний код Велика спільнота розробників Використання [Arduino Uno](#) дозволить реалізувати широкий спектр функцій в системі

Цитування: 0%

id: 13

"розумний дім",

включаючи управління освітленням, контролювання температури, забезпечення безпеки та багато іншого (рис. 2.4). Рис. 2.4. Плата [Arduino UNO](#) Плата [Arduino Uno](#) може функціонувати від двох типів джерел живлення: від порту [USB](#) комп'ютера або від зовнішнього джерела постійного струму. Вибір джерела живлення відбувається автоматично. Опис пінів плати на базі [ATMEGA328](#) показаний на рисунку 2.5. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 44 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 2.5. Опис пінів плати [Arduino UNO](#) Зовнішні джерела живлення можуть бути представлені мережевими адаптерами змінного струму або акумуляторами. Для підключення зовнішнього джерела живлення використовується спеціальний роз'єм на платі. Рекомендується використовувати адаптери з напругою в діапазоні від 7 до 12 В. Вихідна напруга адаптера 5 В подається на відповідний контакт на платі, забезпечуючи живлення всіх компонентів. Важливо зазначити, що використання напруги живлення нижче 7 В може призвести до зниження вихідної напруги 5 В і, як наслідок, до нестабільної роботи плати. З іншого боку, надмірна напруга (понад 12 В) може призвести до перегріву стабілізатора напруги та виходу плати з ладу. Тому, для забезпечення оптимальної роботи [Arduino Uno](#), слід дотримуватися рекомендованих параметрів живлення. Підключення зовнішнього джерела живлення здійснюється шляхом під'єднання позитивного полюса до контакту [VIN](#),

а негативного - до контакту [GND](#) на платі. При використанні акумулятора також необхідно під'єднати його до цих контактів. Вибір джерела живлення залежить від конкретних умов експлуатації плати [Arduino Uno](#). Для стаціонарних застосувань можна використовувати мережевий адаптер, а для портативних пристроїв - акумулятори або батареї. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 45 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ

Цифрові виводи [Arduino Uno](#), які можуть працювати як входи, так і виходи, забезпечують гнучкість при розробці електронних проєктів. Кожен вивід здатний працювати з напругою до 5 В і витримувати струм до 40 мА. Для зручності роботи з датчиками передбачена можливість підключення внутрішніх підтягуючих резисторів. Функції [pinMode\(\)](#), [digitalWrite\(\)](#) та [digitalRead\(\)](#) дозволяють легко керувати станом цих виводів (рис. 2.6). Рис. 2.6. Виводи [Arduino UNO](#) Мікроконтролер [ATmega328P](#), який лежить в основі плати [Arduino Uno](#), обладнаний наступними типами пам'яті: Флеш-пам'ять. Обсяг флеш-пам'яті становить 32 кілобайти, з яких близько 500 байт відведено під завантажувач. Ця пам'ять використовується для зберігання програмного коду. Оперативна пам'ять ([SRAM](#)). Обсяг оперативної пам'яті становить 2 кілобайти. Вона використовується для тимчасового зберігання даних під час виконання програми. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 46 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ

Пам'ять [EEPROM](#). Обсяг пам'яті [EEPROM](#) становить 1 кілобайт. Цей тип пам'яті призначений для зберігання даних, які повинні зберігатися навіть після відключення живлення. Для захисту мікроконтролера та підключених до нього пристроїв від перевантажень, плата [Arduino Uno](#) оснащена запобіжником. Запобіжник розрахований на максимальний струм 500 міліампер. У випадку перевищення цього значення, запобіжник перегорає, розриваючи електричний ланцюг та запобігаючи пошкодженню плати. Цей додатковий рівень захисту є важливим, оскільки навіть сучасні комп'ютери не завжди можуть забезпечити повний захист від перевантажень за лінією [USB](#). Принципова схема плати показана на рисунку 2.7. Рис. 2.7. Принципова схема плати [Arduino UNO](#) Таким чином, конструкція плати [Arduino Uno](#) передбачає наявність необхідних ресурсів пам'яті для виконання різноманітних завдань та забезпечує надійний захист від перевантажень, що підвищує її довговічність та безпеку використання. Також немало роль при виборі моделі відіграв захист від коротких замикань. Під час розробки та тестування глюкометра важливо бути певним, що у випадку пошкодження ізоляції проводів, мікроконтролер автоматично вимкнеться, а не вийде з ладу. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 47 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ

2.2.2. Функціональність та призначення пульсоксиметра [MAX30102](#) у комп'ютеризованому глюкометрі [MAX30102](#) є малопотужним давачем із підтримкою інтерфейсу [I2C](#) [11]. У його складі використовується сучасна інтегрована мікросхема пульсоксиметра та сенсора серцевого ритму виробництва [Analog Devices](#). Пристрій поєднує фотодетектор, два світлодіоди, оптимізовану оптичну систему та малопотужну схему обробки аналогових сигналів, що забезпечує точне визначення пульсоксиметричних параметрів і частоти серцевих скорочень. З одного боку давач оснащений двома світлодіодами — червоним та інфрачервоним, а з іншого розміщено високочутливий фотодетектор. Принцип його роботи ґрунтується на вимірюванні інтенсивності відбитого від тканин людини світла. Отримані фотодетектором дані дають змогу визначати рівень насичення крові киснем і пульс. Для коректної роботи давач [MAX30102](#) потребує двох рівнів живлення: 1,8 В для мікросхеми та 3,3 В для світлодіодів [11–13]. Зовнішній вигляд давача [MAX30102](#) подано на рис. 2.8. Рис. 2.8. Зовнішній вигляд давача для вимірювання сатурації та пульсу [MAX30102](#) Технічні характеристики давача наведено в таблиці 2.1. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 48 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ

Таблиця 2.1 Технічні характеристики давача [MAX30102](#) [11] Давач [MAX30102](#) здійснює вимірювання частоти серцевих скорочень із використанням методу фотоплетизмографії. У процесі роботи світло від пари високояскравих світлодіодів із довжинами хвиль 660 нм та 880 нм проходить крізь шкіру пальця пацієнта. Під час кожного серцевого скорочення, коли кров циркулює через тканини пальця, інтенсивність відбитого світла змінюється, що призводить до формування змінної хвилі на виході фотодетектора [11]. Принцип дії фотоплетизмографії показано на рис. 2.9. Рис. 2.9. Принцип фотоплетизмографії

Визначення рівня насичення крові киснем ґрунтується на аналогічному принципі, згідно з яким інтенсивність поглинання червоного та інфрачервоного світла змінюється залежно від концентрації кисню в крові. На рисунку 2.10 наведено спектри поглинання оксигенованого гемоглобіну ([HbO₂](#)) та деоксигенованого гемоглобіну ([Hb](#)). Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 49 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ

Рис. 2.10. Зміна рівня відбитого світла, спричиненої зміною руху крові судинами в залежності від фази серцевого

циклу Для визначення рівня кисню датчик [MAX30102](#) використовує обидва світлодіоди — червоний та інфрачервоний. Це засноване на різниці поглинання світла: Оксигемоглобін ([HbO2](#)) сильніше поглинає інфрачервоне світло (880 нм) Дезоксигемоглобін ([Hb](#)) сильніше поглинає червоне світло (660 нм) На наведеному нижче графіку спектра поглинання показано, як оксигенований та дезоксигенований гемоглобін поглинають світло різної довжини з різною швидкістю. Рис. 2.11. Графік спектра поглинання Порівнюючи кількість поглиненого червоного та інфрачервоного світла, [MAX30102](#) може розрахувати, який відсоток вашого гемоглобіну переносить кисень. Цей відсоток – ваш рівень [SpO2](#), який показує, наскільки добре насичена киснем кров. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 50 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 2.12. Структура виводів [MAX30102](#) Принципова схема [MAX30102](#) показана на рисунку 2.13. Рис. 2.13. Принципова схема [MAX30102](#) Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 51 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 2.14. Схема підключення датчика [MAX30102](#) до [Arduino UNO](#) Коли серце перекачує кров, відбувається збільшення насиченої киснем крові внаслідок збільшення кількості крові. Коли серце розслабляється, об'єм насиченої киснем крові також зменшується. Знаючи час між збільшенням і зменшенням насиченої киснем крові, визначають частоту пульсу. Виявляється, збагачена киснем кров поглинає більше інфрачервоного світла і пропускає більше червоного світла, тоді як дезоксигенована кров поглинає червоне світло і пропускає більше інфрачервоного світла. Це основна функція [MAX30102](#): він зчитує рівні поглинання для обох джерел світла та зберігає їх у буфері, який можна зчитувати через [I2C](#). Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 52 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ При проєктуванні неінванзивного глюкометра використано інфрачервоні датчики: світлодіодні лампи передавача ІЧ-випромінювання 940 нм, чистий постійний струм 30 мА, напруга 1,2 В і потужність 100 мВт. Для приймача (використано 5-мм фотодіод зі спектральною щільністю від 840 нм до 1100 нм, що характеризується хвилею 940 нм як піковою довжиною хвилі. Після цього датчик містить підсилювач і перетворювач струму і напруги, який перетворює провідний струм від передавача та приймача в напругу, а потім підсилює її. 2.2.3. Функції і призначення рідкокристалічного дисплею у системі неінвазивного глюкометра Рідкокристалічні дисплеї [LCD 1602](#) є поширеним вибором для виведення текстової інформації у багатьох електронних проєктах завдяки своїй доступності та широкому спектру модифікацій [27]. Однак, їхнє застосування з мікроконтролерами типу [Arduino Uno](#) або [Nano](#) має певні обмеження. Класична схема підключення [LCD 1602](#) вимагає використання мінімум 6 цифрових виводів мікроконтролера, що може бути значним обмеженням для проєктів з обмеженою кількістю доступних портів. Це пов'язано з тим, що для керування кожним сегментом символів на дисплеї потрібен окремий сигнал керування. Для подолання цього обмеження часто використовують [LCD](#) модулі з інтерфейсом [I2C](#). Цей інтерфейс дозволяє підключити дисплей до мікроконтролера лише за допомогою двох проводів ([SCL](#) і [SDA](#)), суттєво зменшуючи кількість зайнятих портів. Це робить [LCD](#) дисплеї з інтерфейсом [I2C](#) більш універсальними та зручними у використанні з платформами [Arduino](#). Рис. 2.15. Дисплей [LCD 1602](#) Кожен з виводів рідкокристалічного дисплея відіграє критичну роль у його функціонуванні: Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 53 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ [GND](#) (земля): слугує точкою відліку для електричних потенціалів у схемі. 5 В (живлення): забезпечує необхідну напругу для роботи електроніки дисплея. Контраст: дозволяє регулювати яскравість зображення шляхом зміни напруги на цьому виводі. [RS \(Register Select\)](#): визначає, чи буде наступна передана інформація інтерпретована як команда (наприклад, встановити курсор) чи як дані для відображення на екрані. [RW \(Read/Write\)](#): використовувався в старих моделях дисплеїв для читання даних з дисплея. В сучасних моделях зазвичай заземлений. [Enable \(E\)](#): Сигнал, який інформує дисплей про те, що дані на лініях даних готові для прийому. [DB0-DB7 \(Data Bits\)](#): група з 8 ліній, за якими передаються біти даних, що визначають, які сегменти рідких кристалів мають бути увімкнені для формування зображення. [A](#) (анод) та [K](#) (катод): виводи для підключення зовнішнього джерела живлення для підсвічування дисплея. Рис. 2.16. Виводи [LCD 1602](#) Рідкокристалічний дисплей ([LCD](#)) має наступні технічні характеристики: Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 54 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Тип відображення: символів, з можливістю завантаження користувацьких символів. Підсвічування: світлодіодне, що забезпечує яскраве та рівномірне підсвічування символів. Контролер: [HD44780](#), що відповідає за керування роботою дисплея. Живлення: 5 вольт постійного струму. Розмір дисплея: 16 символів по ширині та 2 рядки по висоті. Робоча температура: від -20°[C](#) до +70°[C](#). Температура зберігання: від -30°[C](#) до +80°[C](#). Кут огляду:

180 градусів, що забезпечує гарну видимість з різних кутів. Стандартна схема приєднання монітора безпосередньо до мікроконтролера Ардуіно без I2C зображена на рисунку 2.17. Рис. 2.17. Схема підключення дисплея до Arduino без I2C I2C (Inter-Integrated Circuit) – це популярний послідовний інтерфейс, який використовується для зв'язку між різними електронними компонентами в системах. Однією з головних переваг I2C є його простота: для підключення багатьох пристроїв достатньо лише двох ліній – лінії даних (SDA) та лінії тактування (SCL). Це дозволяє суттєво економити порти мікроконтролера, що особливо важливо для платформ з обмеженими ресурсами, таких як Arduino. Крім того, I2C підтримує підключення великої кількості пристроїв до однієї шини, що робить його зручним для створення складних електронних систем. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 55 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Ще одним важливим плюсом є широка підтримка I2C сучасними мікроконтролерами. Більшість платформ, включаючи Arduino, мають вбудовані модулі для роботи з I2C, що значно спрощує процес розробки. Однак, як і будь-яка технологія, I2C має свої обмеження. Одним з них є ємнісне обмеження шини. Наявність занадто великої кількості пристроїв або довгих проводів може призвести до спотворення сигналів і, як наслідок, до нестабільної роботи системи. Крім того, програмування мікроконтролера для роботи з великою кількістю різних пристроїв, підключених до I2C, може бути досить складним завданням. Особливо це стосується ситуацій, коли виникають збої в роботі шини, оскільки їх локалізація може зайняти багато часу. Підсумовуючи, I2C є потужним інструментом для розробки електронних пристроїв, але його використання вимагає розуміння його особливостей та обмежень. Перед вибором I2C для конкретного проєкту необхідно ретельно оцінити такі фактори як кількість підключених пристроїв, довжина шини та складність програмного забезпечення. Рис. 2.18. Модуль I2C для LCD 1602 Для швидкого та зручного підключення рідкокристалічного дисплея до плати Arduino рекомендується використовувати готові модулі, які мають вбудовану підтримку протоколу I2C. Це значно спрощує процес підключення, оскільки вимагає лише під'єднання двох проводів (SDA та SCL) до відповідних pinів на Arduino. Для забезпечення підсвічування дисплея може знадобитися додаткове джерело живлення. Контрастність зображення можна легко налаштувати за допомогою вбудованого потенціометра. Схема підключення такого модуля до Arduino детально проілюстрована на рисунку 2.19. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 56 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 2.15. Підключення LCD екрану до Arduino по I2C Рідкокристалічний дисплей з інтерфейсом I2C підключається до плати за допомогою чотирьох проводів: два для передачі даних (SDA та SCL) і два для живлення (GND та VCC). Конкретніше, вивід GND дисплея з'єднується з загальним проводом (GND) на платі, вивід VCC підключається до 5-вольтового живлення, а лінії даних SDA та SCL підключаються до відповідних аналогових портів A4 та A5 на платі. Для забезпечення автономної роботи розроблюваного пристрою необхідно було обрати оптимальне портативне джерело живлення. Під час проєктування розглядалося декілька альтернативних варіантів: Літій-іонні (Li-ion) та літій-полімерні (Li-po) акумулятори. Попри їхню високу ємність, компактність і малу вагу, застосування таких елементів вимагає інтеграції додаткових схем контролю заряду та захисту (від перезаряджання, глибокого розряджання та короткого замикання). Це ускладнює апаратну архітектуру та підвищує вартість пристрою. Гальванічні елементи типу AA або AAA (1,5 В). Оскільки рекомендована напруга живлення плати Arduino Uno становить 7-12 В, для її забезпечення необхідно послідовно з'єднати кілька таких батарейок. Це призвело б до невиправданого збільшення габаритів батарейного відсіку та всього пристрою загалом. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 57 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ З огляду на вимоги простоти, економічної доступності та компактності, джерелом живлення було обрано батарею типу

Цитування: 0%

id: 14

«Крона»

(9 В). Напруга 9 В ідеально відповідає рекомендованому діапазону живлення Arduino Uno (7-12 В). Плата може отримувати живлення як через штатний зовнішній роз'єм, так і через вивід VIN. Вбудовані на платі лінійні стабілізатори перетворюють вхідну напругу 9 В на стабільні 5 В та 3,3 В. Це дає змогу без використання додаткових DC-DC перетворювачів живити периферійні компоненти: пульсоксиметричний датчик MAX30102 (вимагає 3,3 В) та символічний дисплей LCD1602 (вимагає 5 В). Крім того, батареї цього типу є загальнодоступними, підключаються за допомогою стандартних конекторів і мають невеликі розміри, що ідеально підходить для портативної електроніки. 2.2.4. Bluetooth

модуль [HC-05](#) [HC-05](#) — це універсальний [Bluetooth](#)-модуль, що забезпечує двосторонній бездротовий зв'язок у ваших проєктах [26]. Він ідеально підходить для комунікації між мікроконтролерами, такими як [Arduino](#), або для зв'язку з будь-яким пристроєм, що підтримує [Bluetooth](#), наприклад, смартфоном чи ноутбуком. Існує безліч доступних [Android](#)-додатків, що значно спрощують цей процес. Важливо зазначити, що [HC-05](#) не призначений для передачі мультимедійних даних, як-от фотографій чи музики, але для потреб нашого пристрою це й не є необхідним. Технологія [Bluetooth](#) дозволяє передавати дані між двома пристроями, що знаходяться в безпосередній близькості, без вимоги прямої видимості. Вона забезпечує високу стійкість до ширококугових перешкод, що дозволяє багатьом пристроям одночасно взаємодіяти в одному просторі, не заважаючи один одному. Ця технологія широко використовується в телефонах, планшетах та ноутбуках [27]. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 58 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 2.16. [Bluetooth](#) модуль [HC-05](#) Таблиця 2.2 Технічні характеристики [Bluetooth](#)-модуля [HC-05](#) для [Arduino](#) Показник Значення Діапазон частот радіозв'язку 2,4–2,48 ГГц Потужність передавача 0,25–2,5 мВт Чутливість -80 dBm Напруга живлення 3,3–5 В Споживаний струм 50 мА Радіус дії до 10 метрів Інтерфейс послідовний порт Режими [master](#), [slave](#) Робочий діапазон температур -25...+75 °C Габарити 27 × 13 × 2,2 мм Принципова схема плати показана на рисунку 2.17. Рис. 2.17. Принципова схема [Bluetooth](#) модуля [HC-05](#) [Bluetooth](#)-модуль забезпечує бездротове з'єднання між [Arduino](#)-модулями та сумісними пристроями (наприклад, КПК, смартфонами), функціонуючи в режимі

Цитування: 0%

id: 15

"[master](#)".

Взаємодія з контролером [Arduino](#) реалізується за допомогою послідовного інтерфейсу [RS-232](#). Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 59 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 2.18. Взаємодія з контролером [Arduino](#) Опис пінів [Bluetooth](#) модуля [HC-05](#) показаний на рисунку 2.19. Рис. 2.19. Опис пінів [Bluetooth](#) модуля [HC-05](#) Схему підключення [Bluetooth](#) модуля [HC-05](#) до [Arduino UNO](#) наведено на рисунку 2.20. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 60 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 2.20. Схема підключення [Bluetooth](#) модуля [HC-05](#) до [Arduino UNO](#) [HC-05](#) може функціонувати як у режимі

Цитування: 0%

id: 16

"[master](#)"

(ініціатор з'єднання), так і

Цитування: 0%

id: 17

"[slave](#)"

(приймач з'єднання), тоді як [HC-06](#) підтримує лише режим

Цитування: 0%

id: 18

"[slave](#)".

Оскільки для передачі даних з пристрою на телефон необхідна можливість ініціювати з'єднання, було обрано саме [HC-05](#). Висновки до розділу У другому розділі було розглянуто теоретичні засади технології неінвазивного вимірювання глюкози та проведено проєктування апаратної частини комп'ютеризованого пристрою. На основі проведеного аналізу можна зробити такі висновки: Теоретичне обґрунтування методу: Доведено доцільність та ефективність використання ближньої інфрачервоної (БІЧ) спектроскопії для неінвазивного моніторингу рівня цукру. Метод базується на оптичних властивостях тканин: зміна концентрації глюкози прямо впливає на інтенсивність розсіювання та поглинання БІЧ-випромінювання. Ці процеси математично описуються законом Бугера-Ламберта-Бера, що дозволяє перетворити отриманий оптичний сигнал на кількісні показники. Вибір обчислювальної платформи: Оптимальним ядром для розроблюваної системи визначено платформу [Arduino Uno](#) на базі мікроконтролера [ATmega328P](#). Її апаратних ресурсів (14 цифрових та 6 аналогових виводів), пам'яті та вбудованої підтримки інтерфейсу [I2C](#) повністю достатньо для опитування сенсорів, математичної обробки даних та виведення результатів. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 61 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Сенсорний модуль: Для реєстрації оптичних сигналів обрано високочутливий давач [MAX30102](#). Використання інтегрованих у нього червоного (660 нм) та інфрачервоного (880 нм) світлодіодів разом із фотодетектором дозволяє фіксувати зміни

інтенсивності відбитого світла під час кровообігу (метод фотоплетизмографії), що є базовим масивом даних для розрахунку концентрації глюкози. Модуль індикації: Для візуалізації отриманих результатів вимірювання обрано символічний рідкокристалічний дисплей [LCD 1602](#). Застосування спеціального модуля з підтримкою протоколу [I2C](#) дозволило оптимізувати апаратну архітектуру, скоротивши кількість необхідних сигнальних ліній для екрана до двох ([SDA](#) та [SCL](#)) і звільнивши порти мікроконтролера для інших завдань. Система живлення: Для забезпечення автономної роботи пристрою обрано батарею типу

Цитування: 0%

id: 19

«Крона»

(9 В). Це рішення є оптимальним для портативної електроніки: напруга 9 В ідеально відповідає вхідним вимогам [Arduino Uno](#), а вбудовані на платі стабілізатори безпечно перетворюють її на 5 В та 3,3 В, що необхідні для живлення дисплея та оптичного сенсора, виключаючи потребу у проектуванні додаткових [DC-DC](#) перетворювачів. Отже, запропонована структурна схема та обрана елементна база є технічно обґрунтованими, економічно доцільними та повністю забезпечують створення надійного прототипу портативного неінвазивного глюкометра. РОЗДІЛ 3. РОЗРОБЛЕННЯ НЕІНВАЗИВНОГО ГЛЮКОМЕТРА НА БАЗІ [ARDUINO](#) Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 37 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ Розроб. Канівець М.С. Керівник Донченко В.Ю. Реценз. Козуб Ю.Г. Н. Контр. Зав. каф. Семенов М.А. РОЗДІЛ 3. РОЗРОБЛЕННЯ НЕІНВАЗИВНОГО ГЛЮКОМЕТРА НА БАЗІ [ARDUINO](#) Літ. Акрушів 29 ЛНУ Кафедра ІТС, Гр.4КІ. 3.1 Загальний принцип роботи пристрою та його структурна, функціональна, принципово електрична схеми Для неінвазивного вимірювання рівня глюкози в крові запропоновано метод, що ґрунтується на оптичних властивостях ближнього інфрачервоного (БІЧ) випромінювання. Проникаючи крізь шкіру пальця, БІЧ-світло взаємодіє з біологічними тканинами та молекулами глюкози, після чого частково відбивається. Це відбите випромінювання фіксується фотоприймачем, який перетворює оптичний сигнал на електричний струм із подальшим його перетворенням на вихідну напругу (електричний потенціал). У процесі розробки пристрою було досліджено низку сенсорів для реєстрації вихідного сигналу. На основі порівняння отриманих даних із показниками концентрації глюкози, виміряними еталонним (газовим) методом, було встановлено відповідну кореляційну залежність. Лише після математичного підтвердження цієї залежності було остаточно затверджено апаратну конфігурацію пристрою. Проектування комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра передбачає розробку сенсорного модуля, до складу якого входять ІЧ-випромінювач та ІЧ-фотодіод. Крім того, архітектура приладу містить електронну схему обробки аналогового сигналу, що складається з каскадів фільтрації та підсилення. Розроблену принципову електричну схему глюкометра наведено на рис. 3.1. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 63 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 3.1. Промодельована схема неінвазивного глюкометра Пропонований неінвазивний глюкометр функціонує на основі оптичної технології ближнього інфрачервоного випромінювання ([NIR](#)). Для проведення вимірювань обрано джерело [NIR](#)-випромінювання з довжиною хвилі 940 нм, оскільки цей діапазон є ефективним для визначення концентрації глюкози у крові. Сенсорний модуль містить випромінювач та фотодетектор ближнього інфрачервоного світла, які розміщені з протилежних боків ділянки вимірювання — кінчика пальця. Під час проходження ближнього інфрачервоного випромінювання через тканини пальця світло взаємодіє з молекулами глюкози. Частина випромінювання поглинається, причому рівень поглинання залежить від концентрації глюкози в крові, тоді як інша частина проходить крізь тканини та реєструється фотодетектором. Інтенсивність світла, що досягає приймача, змінюється відповідно до рівня глюкози в крові, що дає змогу оцінити її концентрацію неінвазивним методом. На рисунку 3.2. показано структурну схему спроектованого неінвазивного глюкометра. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 64 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 3.2. Структурна схема неінвазивного глюкометра Як показано на рис. 3.2, переданий сигнал реєструється за допомогою фотодетектора. Вихідний струм фотодетектора спочатку перетворюється у сигнал напруги, після чого проходить етапи фільтрації та підсилення. Отриманий підсилений сигнал надходить до мікроконтролера [Arduino](#) для подальшої обробки. Подальший аналіз сигналу здійснюється із застосуванням регресійного аналізу другого порядку, що дозволяє прогнозувати рівень глюкози в крові. Результати вимірювання відображаються на рідкокристалічному дисплеї. Для перегляду та збереження прогнозованих значень глюкози використовується програмний застосунок,

який отримує дані через [Bluetooth](#)-з'єднання. Обмін інформацією між мікроконтролером [Atmel](#) і програмним забезпеченням реалізовано за допомогою [Bluetooth](#)-модуля [HC-06](#). Принципова схема розробленої системи включає сенсорний модуль, а також каскади фільтрації й підсилення сигналу. Електричний струм, сформований фотодетектором, перетворюється у напругу, придатну для подальшого аналізу та обробки системою. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 65 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ 3.2. Розробка алгоритмів роботи та опрацювання даних неінвазивного глюкометра Перед розробкою та реалізацією алгоритмів функціонування комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра необхідно детальніше дослідити його структуру, зокрема інтеграцію модуля визначення рівня сатурації крові. Такий підхід у перспективі дозволить підвищити точність обчислення рівня глюкози за рахунок урахування показників пульсу. Для глибшого розуміння базової архітектури пристрою (рис. 3.2) доцільно деталізувати процеси, за які відповідає модуль [Max30102](#). Оновлену структурну схему глюкометра, що розкриває функціонал цього сенсора, наведено на рис. 3.3. Крім того, для коректного проектування програмного забезпечення необхідні калібрувальні дані: показники рівня глюкози, отримані традиційним інвазивним методом, зафіксовані синхронно зі значеннями напруги від запропонованого сенсора (рис. 3.2). Рис. 3.2. Деталізована структура неінвазивного глюкометра з пульсиметром Принцип роботи неінвазивного глюкометра полягає в наступному: на першому етапі здійснюється безперервне зчитування даних із сенсорного блоку та обробка аналогового сигналу з низьким рівнем шуму. Рівень сатурації (відсоток кисню в крові) обчислюється на основі різниці поглинання інфрачервоного та червоного випромінювання. Крім того, сенсорний блок фіксує частоту пульсу, аналізуючи часові інтервали між піками та спадами насиченості крові киснем. Цей процес базується на фізіологічному явищі: під час серцевого скорочення (систолі) об'єм оксигенованої крові зростає, а під час розслаблення (діастолі) — зменшується. Отримані первинні дані передаються на мікроконтролер, який обробляє їх за закладеним алгоритмом і виводить кінцеві результати на дисплей. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 66 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Для наочної візуалізації взаємодії ключових вузлів розробленого пристрою побудовано його функціональну схему (рис. 3.3). Вона детально відображає лінії живлення та напрямки інформаційних потоків між основними компонентами системи. Рис 3.3. Функціональна схема неінвазивного глюкометра На наведеній функціональній схемі зображено базові апаратні модулі проєктованого пристрою та зв'язки між ними. Автономним джерелом живлення системи виступає батарея типу

Цитування: 0%

id: 20

«Крона».

Напруга від неї надходить на перемикач, що дозволяє керувати енергозабезпеченням компонентів (вмикати або вимикати пристрій). Центральним ядром системи є мікроконтролер [Arduino UNO](#). Він не лише отримує живлення через перемикач, а й виступає керуючим вузлом: розподіляє робочу напругу на периферійні пристрої (сенсор і дисплей) та здійснює обчислення. Датчик [MAX30102](#), що живиться від мікроконтролера, фіксує первинні дані про частоту серцевих скорочень і рівень сатурації, після чого передає їх на мікроконтролер. Після математичної обробки отриманого масиву даних за заданим алгоритмом, мікроконтролер виводить кінцеві результати на [OLED](#)-дисплей для візуалізації. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 67 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ На рис. 3.4 наведено схему електричних з'єднань, яка детально демонструє спосіб комутації мікроконтролера [Arduino UNO](#), сенсора [MAX30102](#), [OLED](#)-дисплея та підсистеми живлення. Ця схема відображає апаратну реалізацію зв'язків, необхідних для коректного та стабільного функціонування неінвазивного глюкометра. Рис 3.4. Схема електричних з'єднань 3.3. Розробка алгоритмів функціонування неінвазивного глюкометра Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 68 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Процес вимірювання рівня глюкози розпочинається з розміщення пальця на сенсорному блоці. Джерело випромінює короткохвильове інфрачервоне світло, а фотодіод реєструє інтенсивність потоку, що пройшов крізь тканини. Далі отриманий сигнал проходить через апаратний фільтр для усунення шумів та підсилюється. На наступному етапі відфільтровані дані надсилаються до мікроконтролера [Arduino UNO](#), який програмно обчислює концентрацію глюкози в крові на основі заданого поліноміального рівняння. Завершальною стадією є виведення розрахованих показників на [LCD](#)-дисплей, а також їх передача до зовнішнього додатку для збереження та подальшого аналізу. Блок-схему

описаного алгоритму функціонування представлено на рис. 3.5. Рис. 3.5. Алгоритм функціонування неінвазивного глюкометра Оскільки, до складу комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра входить ще частина, яка відповідає за визначення рівня насиченості крові, то відповідно необхідно розробити й алгоритм його роботи. На рис. 3.6 схематично наведено принцип його функціонування, щоб в подальшому забезпечити вищу точність визначення рівня глюкози в крові. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 69 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рисунок 3.6 – Алгоритм одержання та обчислення частоти серцевих скорочень та рівня кисню в крові Відповідно до рис. 3.6,

 Обнаружен Плагиат: **0,03%**

id: 21

процес розпочинається зі зчитування даних із сенсора [MAX30102](https://www.apollhospitals.com/uk/diagnostics-investigatio), що є аналогічним до процедури вимірювання рівня глюкози. Наступним кроком система фіксує інтенсивність світлового потоку та розраховує частоту серцевих скорочень і рівень кисню в крові

, використовуючи математичне рівняння (рис. 3.4). Отримані результати передаються на мікроконтролер [Arduino](#), який виводить їх на рідкокристалічний дисплей (РК-екран) та транслює до зовнішнього програмного забезпечення. Для втілення алгоритмів, зображених на рис. 3.5 та 3.6, необхідно розробити програму мовою [C++](#) у середовищі [Arduino IDE](#) та завантажити її в пам'ять мікроконтролера. Цей програмний код має забезпечувати: циклічне обчислення необхідних математичних рівнянь; розпізнавання та обробку сигналів вхідної напруги, отриманих із фотодіода; керування РК-екраном для коректного виведення результатів роботи неінвазивного глюкометра. Фрагмент програмного коду, який відповідає за взаємодію з модулем визначення сатурації та частоти серцевих скорочень, проілюстровано на рис. 3.7. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 70 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Рис. 3.7. Програмний код опрацювання даних з модуля [MAX30102](#) На початковому етапі програмної реалізації здійснюється підключення необхідних бібліотек для керування сенсором [MAX30102](#) та рідкокристалічним дисплеєм ([LCD 16x2](#)). Оскільки обмін даними з модулем [MAX30102](#) відбувається за протоколом [I2C](#), додатково інтегрується відповідна системна бібліотека (зазвичай [Wire.h](#)). У блоці ініціалізації [void setup\(\)](#) налаштовується послідовний порт зі швидкістю передачі 115200 бод, після чого виконується перевірка готовності датчика [MAX30102](#). У разі успішного підключення в монітор порту виводиться повідомлення

 Цитування: **0%**

id: 22

«[SUCCESS](#)».

Якщо ж виникає помилка ініціалізації, система виводить

 Цитування: **0%**

id: 23

«[FAILED](#)»

і зупиняє подальше виконання програми за допомогою нескінченного циклу. Далі конфігурується живлення інфрачервоного світлодіода: його струм програмно встановлюється на рівні 7,6 мА (замість стандартного значення 50 мА). Для фіксації кожного удару серця використовується функція зворотного виклику [setOnBeatDetectedCallback](#), яка активує обробник подій [onBeatdetected](#). Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 71 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ В основному робочому циклі [void loop\(\)](#) функція [pox.update\(\)](#) забезпечує безперервне опитування датчика. У результаті, з інтервалом в одну секунду, мікроконтролер виводить розраховані показники частоти серцевих скорочень (уд/хв) та сатурації крові [SpO2](#) (%) на екран дисплея. Фрагмент коду, що відповідає за алгоритм визначення рівня глюкози в крові, наведено на рис. 3.8. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 72 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Розробка програмної логіки неінвазивного глюкометра розпочинається з підключення спеціалізованих бібліотек для керування рідкокристалічним дисплеєм (РК-дисплеєм). Після цього здійснюється конфігурація виводів мікроконтролера [Arduino](#), до яких підключено екран. Для обробки даних ініціалізуються дві змінні з плаваючою комою: перша — для збереження значення вхідної напруги, друга — для результату обчислення рівня глюкози. На наступному етапі відповідний аналоговий пін [Arduino](#) налаштовується як вхід для зчитування напруги, а також ініціалізується РК-дисплей формату 16x2 (два рядки по шістнадцять символів). Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 73 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Безпосереднє

зчитування рівня напруги реалізується за допомогою функції `analogRead()`, після чого отримане значення зберігається у відповідній змінній. Далі ця напруга підставляється у заздалегідь визначене математичне рівняння для розрахунку концентрації глюкози в крові. На завершальному етапі, за допомогою умовного оператора `if`, виконується категоризація отриманого результату (низький, нормальний або високий рівень цукру). Обчислене значення разом із відповідним текстовим повідомленням виводиться на екран дисплея.

3.4. Тестування розробленого неінвазивного глюкометра

Зазначені вище етапи проєктування дозволили сформувати остаточну конфігурацію пристрою для безболісного неінвазивного вимірювання рівня глюкози. Процес тестування системи вимагає від користувача щільно притиснути палець до сенсора глюкози на 15 секунд. Оскільки апаратний комплекс додатково оснащено модулем пульсоксиметрії (для визначення сатурації та частоти серцевих скорочень), наступним кроком є розміщення пальця на відповідному другому датчику. За такої архітектури мікроконтролер `Arduino` бере на себе всі математичні обчислення та забезпечує виведення отриманих показників на `LCD`-дисплей. Зовнішній вигляд розробленого комп'ютеризованого глюкометра з розширеним функціоналом наведено на рис. 3.9.

Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 74

ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ

Рис. 3.9. Неінвазивний глюкометр з функціями визначення частоти серцевих скорочень та рівня кисню в крові людини

Для перевірки працездатності розробленого пристрою було проведено два паралельні тести: класичним інвазивним методом (із використанням стандартного глюкометра) та неінвазивним — за допомогою нашого макета. Отримані дані, а також розраховане відхилення відносно еталонного інвазивного вимірювання, зведено в таблицю 3.1.

Таблиця 3.1

Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 75

ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ

Результати порівняльного тестування інвазивного та неінвазивного методів вимірювання глюкози

№ Рівень глюкози (еталон), ммоль/л Рівень глюкози (розроблений пристрій), ммоль/л Абсолютна похибка, ммоль/л Відносна похибка, %

1 5,4 5,8 +0,4 7,4 2 4,8 4,5 -0,3 6,3 3 10,0 10,9 +0,9 9,0 4 9,2 8,5 -0,7 7,6 5 14,6 13,4 -1,2 8,2 6 5,6 5,9 +0,3 5,4 7 5,1 5,5 +0,4 7,8 8 5,3 4,9 -0,4 7,5 9 5,6 6,2 +0,6 10,7 10 4,4 4,8 +0,4 9,1

Абсолютна похибка: $\Delta G = G_{\text{пр}} - G_{\text{ет}}$ Відносна похибка: $\delta = \frac{G_{\text{пр}} - G_{\text{ет}}}{G_{\text{ет}}} \cdot 100\%$, де: $G_{\text{ет}}$ — еталонне значення глюкози, отримане інвазивним методом; $G_{\text{пр}}$ — значення, отримане розробленим неінвазивним пристроєм.

Для оцінки клінічної точності спроектованого глюкометра було використано метод аналізу сітки помилок Кларка (`Clarke Error Grid Analysis`). Ця методика дозволяє наочно порівняти експериментальні прогнозовані значення з еталонними показниками, а головне — оцінити можливі клінічні наслідки розбіжностей для здоров'я пацієнта.

На рис. 3.10 представлено побудовану сітку, де по осі `X` відкладено референтні (еталонні) дані інвазивного методу, а по осі `Y` — результати, отримані нашим пристроєм. Ідеальний збіг графічно відображає діагональна лінія. Загалом простір сітки поділено на п'ять функціональних зон (від А до Е):

- Зона А (клінічно точні результати): охоплює точки, де відхилення від еталона не перевищує 20%, або значення, що потрапляють у межі гіпоглікемії (менше ніж 70 мг/дл). Показники в цій зоні є безпечними та гарантують прийняття правильних медичних рішень.
- Зона В (клінічно прийнятні результати): містить вимірювання з похибкою понад 20%. Проте такі відхилення не призведуть до критичних помилок у терапії: пацієнт або отримає адекватне (доброякісне) лікування, або воно буде тимчасово відсутнє без шкоди для організму.

Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 76

ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ

Зона С (надмірна корекція): небезпечна ділянка, оскільки отримані дані можуть спровокувати лікаря чи пацієнта на необґрунтоване та надмірне коригування рівня глюкози, яке не відповідає реальному стану.

Зона Д (невиявлення критичних станів): зона, де прилад повністю

Цитування: 0%

id: 24

«пропускає»

небезпечні відхилення. Наприклад, коли реальний рівень цукру критично високий, а макет показує значення в межах норми, що унеможливорює своєчасну допомогу.

Зона Е (помилкове лікування): найбільш критична область помилок. Тут прогнозовані пристроєм дані є прямо протилежними до реальних (наприклад, відображається гіпоглікемія замість гіперглікемії). Це тягне за собою призначення хибної терапії, що загрожує життю пацієнта.

Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 77

ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ

Рис. 3.10. Сітка помилок Кларка

Проведене порівняльне тестування показало, що результати, отримані за допомогою розробленого неінвазивного пристрою, у більшості випадків є близькими до еталонних значень інвазивного глюкометра. Значення відносної

похибки для всіх проведених вимірювань перебувають у межах від 5,4 % до 10,7 %, що для експериментального макета можна вважати задовільним результатом. Найменше відхилення спостерігається у вимірюванні №6, де похибка становить лише 5,4 %, тоді як найбільше — у вимірюванні №9 (10,7 %). При цьому критичних відхилень, які могли б призвести до повністю неправильного визначення стану пацієнта, зафіксовано не було. Аналіз отриманих даних свідчить про те, що запропонований метод неінвазивного контролю рівня глюкози має потенціал для подальшого розвитку та практичного застосування. Результати демонструють достатню стабільність роботи сенсорної системи в різних діапазонах концентрації глюкози. Особливо важливо, що пристрій коректно реагує як на нормальні показники, так і на підвищені значення глюкози в крові. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 78 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Перевагою розробленого пристрою є повна відсутність проколювання шкіри під час вимірювання, що робить процес контролю глюкози менш болісним і більш комфортним для користувача. Це особливо актуально для людей із цукровим діабетом, які змушені проводити вимірювання декілька разів на день. Крім того, використання оптичного методу потенційно дозволяє реалізувати безперервний моніторинг рівня глюкози без потреби у ви

AI generated text detected: ChatGPT 5.3, : 58,41%

id: 25

тратних тест-смужках. Разом із цим під час тестування були виявлені й певні недоліки макета. На точність вимірювань суттєво впливають зовнішні фактори, зокрема інтенсивність освітлення, положення пальця відносно сенсора, індивідуальні особливості шкіри користувача та наявність шумів у сигналі фотодетектора. Також отримані результати показують, що точність вимірювання зменшується при високих концентраціях глюкози, де абсолютна похибка є більшою. Це свідчить про необхідність додаткового калібрування системи та вдосконалення алгоритмів обробки сигналу. Результати аналізу за методом [Clarke Error Grid](#) підтвердили клінічну прийнятність більшості отриманих значень. Основна частина експериментальних точок потрапляє до зон [A](#) та [B](#), що вказує на безпечність результатів для прийняття медичних рішень і відсутність критичних помилок вимірювання. Це означає, що навіть за наявності певних відхилень пристрій загалом правильно відображає тенденцію зміни рівня глюкози. У подальшому доцільно вдосконалити конструкцію пристрою шляхом використання більш чутливих фотодетекторів, стабілізації джерела випромінювання та впровадження цифрової фільтрації шумів. Також перспективним напрямом є застосування методів машинного навчання для підвищення точності прогнозування рівня глюкози на основі отриманих оптичних даних. Додатково варто збільшити кількість експериментальних вимірювань та провести тестування на ширшій групі користувачів, що дозволить оцінити стабільність роботи системи в реальних умовах експлуатації. Отже, проведене дослідження підтвердило працездатність створеного макета неінвазивного глюкометра та можливість подальшого розвитку даного напрямку. Незважаючи на наявність певних похибок, отримані результати демонструють перспективність використання оптичних методів для безконтактного контролю рівня глюкози в крові. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 79 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ Висновки до розділу У третьому розділі виконано розроблення комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра на базі платформи [Arduino UNO](#), принцип дії якого ґрунтується на використанні оптичного методу ближнього інфрачервоного випромінювання. Проведено проєктування структурної, функціональної та принципово-електричної схем пристрою, визначено основні апаратні компоненти системи та досліджено особливо

сті їхньої взаємодії. У ході роботи обґрунтовано використання ІЧ-випромінювання з довжиною хвилі 940 нм для аналізу зміни інтенсивності світлового потоку після проходження через тканини пальця. Розроблено сенсорний модуль на основі ІЧ-випромінювача, фотодетектора та датчика [MAX30102](#), що забезпечує одночасне визначення рівня глюкози, частоти серцевих скорочень і сатурації крові. Для обробки сигналу реалізовано каскади підсилення та фільтрації, а також програмні алгоритми цифрової обробки даних. Розроблено алгоритми функціонування системи та програмне забезпечення мовою [C++](#) у середовищі [Arduino IDE](#). Програмна реалізація забезпечує зчитування аналогових сигналів із сенсорів, математичне опрацювання даних, розрахунок прогнозованого рівня глюкози, визначення пульсу та рівня кисню в крові, а також виведення результатів на [LCD/OLED](#)-дисплей і передачу їх через [Bluetooth](#)-модуль [HC-06](#) до зовнішнього програмного застосунку. Проведене тестування створеного макета показало працездатність запропонованого рішення. За результатами порівняння з еталонним

інвазивним методом відносна похибка вимірювань перебувала в межах 5,4–10,7 %, що є прийнятним показником для експериментального неінвазивного пристрою. Аналіз за методом [Clarke Error Grid](#) підтвердив клінічну прийнятність більшості отриманих результатів, оскільки основна частина вимірювань потрапила до зон [А](#) та [В](#). Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 80 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ

Встановлено, що основними перевагами розробленого пристрою є безболісність процедури вимірювання, відсутність витратних тест-смужок, можливість безперервного моніторингу та додатковий контроль фізіологічних параметрів організму. Водночас визначено чинники, які впливають на точність вимірювань: зовнішнє освітлення, положення пальця, індивідуальні особливості шкіри та шуми фотосенсора. Отримані результати підтверджують перспективність застосування оптичних методів для неінвазивного контролю рівня глюкози в крові та доцільність подальшого вдосконалення системи шляхом підвищення чутливості сенсорів, покращення алгоритмів обробки сигналів і використання методів машинного навчання для підвищення точності прогнозування. ВИСНОВКИ Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 82 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ Розроб. Канівець М.С. Керівник Донченко В.Ю. Реценз. Козуб Ю.Г. Н. Контр. Зав. каф. Семенов М.А. ВИСНОВКИ Літ. Акрушів 2 ЛНУ Кафедра ІТС, Гр.4КІ . У дипломній роботі виконано дослідження сучасних методів неінвазивного контролю рівня глюкози в крові та розроблено експериментальний макет комп'ютеризованого неінвазивного глюкометра на базі платформи [Arduino](#). У процесі виконання роботи проаналізовано основні підходи до вимірювання рівня глюкози, зокрема інвазивні, малоінвазивні та неінвазивні методи. Встановлено, що найбільш перспективними для створення мобільних і комфортних систем моніторингу є оптичні методи, засновані на використанні ближнього інфрачервоного випромінювання. Проведений аналіз сучасних комерційних пристроїв та патентних рішень підтвердив актуальність розроблення компактних систем неінвазивного контролю глікемії. У роботі розроблено структурну, функціональну та принципову електричну схеми неінвазивного глюкометра. Реалізовано сенсорний модуль на основі ІЧ-випромінювача, фотодетектора та сенсора [MAX30102](#), що дозволяє додатково визначати частоту серцевих скорочень і рі

 AI generated text detected: ChatGPT 5.3, : 53,54%

id: 26

вень сатурації крові. Для обробки сигналів використано мікроконтролер [Arduino UNO](#), який забезпечує збір, фільтрацію, математичну обробку та виведення результатів вимірювання. Розроблено алгоритми функціонування пристрою та програмне забезпечення мовою [C++](#) у се

редовищі [Arduino IDE](#). Програмна частина реалізує зчитування аналогових сигналів, розрахунок прогнозованого рівня глюкози, обчислення параметрів пульсу та сатурації, а також передачу результатів на дисплей і через [Bluetooth](#)-інтерфейс до зовнішнього застосунку. Проведене експериментальне тестування підтвердило працездатність розробленого пристрою. За результатами порівняння з еталонним інвазивним методом встановлено, що відносна похибка вимірювань перебуває в межах 5,4–10,7 %, що є прийнятним результатом для експериментального макета. Аналіз за методом [Clarke Error Grid](#) показав, що більшість отриманих значень належать до клінічно прийнятних зон [А](#) та [В](#), що підтверджує безпечність та перспективність запропонованого підходу. Змн. Арк. № докум. Підпис Дата Арк. 82 ІТС.4КІ.0326.03-ПЗ НАЗВА ДОКУМЕНТУ НАЗВА ДОКУМЕНТУ

Основними перевагами створеної системи є безболісність вимірювання, відсутність витратних матеріалів, можливість безперервного контролю та інтеграція додаткових функцій моніторингу фізіологічних параметрів. Разом із тим встановлено, що на точність результатів впливають зовнішні фактори, зокрема положення пальця, інтенсивність освітлення, індивідуальні особливості тканин та наявність шумів у сигналі. Перспективами подальшого розвитку роботи є вдосконалення сенсорної системи, використання більш чутливих фотодетекторів, впровадження цифрових методів фільтрації сигналів, застосування алгоритмів машинного навчання для підвищення точності прогнозування, а також проведення масштабного тестування на більшій вибірці користувачів. Отже, результати дипломної роботи підтверджують можливість реалізації неінвазивного контролю рівня глюкози на основі оптичних методів та демонструють перспективність подальшого розвитку даного напрямку в галузі медичних інформаційно-вимірювальних систем.

ответственность за оценку!

Любая информация, представленная в этом отчете, не является окончательной и подлежит ручному просмотру и анализу.
Пожалуйста, следуйте инструкциям: [Рекомендации по оценке](#)

Детектор Плагиата - Ваше право на оригинальность! ☐ SkyLine LLC