

Міністерство освіти і науки України
ДВНЗ «Прикарпатський національний університет імені Василя Стефаника»
Кафедра комп'ютерної інженерії та електроніки
(повна назва кафедри)

Крайнічук Віктор Ярославович
Krainichuk Victor Yaroslavovich

УДК 004:681.5

Спеціальність 123 «комп'ютерна інженерія»
(шифр та назва спеціальності)

Кваліфікаційна робота
на здобуття освітньо-кваліфікаційного рівня бакалавр
(бакалавр, спеціаліст, магістр)

Мікроконтролерна система вимірювання частоти
серцевих скорочень людини
Microcontroller system for measuring the heart rate of a
person

Науковий керівник:
кандидат технічних наук,
доцент Грига В.М.

Рецензент:
Кандидат фіз.-мат. наук,
професор кафедри фізики і
хімії твердого тіла
Никируй Л.І.

Івано-Франківськ
2020

АНОТАЦІЯ

В бакалаврській кваліфікаційній роботі розроблено мікроконтролерну систему вимірювання частоти серцевих скорочень людини.

В кваліфікаційній роботі проведено аналіз важливості вимірювання частоти серцевих скорочень, розглянуто способи їх вимірювання, обґрунтовано необхідність розробки.

В проекті описано електричну принципову та функціональну схеми, а також конструкцію пристрою. На основі зібраної інформації та розроблених схем сконструйований і виготовлений пристрій. Описані експлуатаційні вимоги. Проведені економічні розрахунки визначення ефективності та собівартості. Розроблені необхідні заходи щодо покращення умов при роботі з даним пристроєм, тощо.

					<i>123.КІ-41.22</i>			
<i>Змін.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>				
<i>Розробив</i>		<i>Крайнічук В.Я.</i>				<i>Арк.</i>	<i>Аркуш</i>	<i>Аркушіє</i>
<i>Перевірює</i>		<i>Грига В. М.</i>					<i>3</i>	<i>50</i>
<i>Н. Контр.</i>					<i>Мікроконтролерна система вимірювання частоти серцевих скорочень людини</i>			
<i>Затверд.</i>								

ABSTRACT

In the bachelor's qualification work the microcontroller system of measurement of heart rate of the person is developed.

In the qualification work the analysis of importance of measurement of heart rate is carried out, ways of their measurement are considered, necessity of development is substantiated.

The project describes the electrical schematic and functional diagrams, as well as the design of the device. On the basis of the collected information and the developed schemes the device is constructed and made. Described operational requirements. Economic calculations of efficiency and cost determination are carried out. Necessary measures have been developed to improve the conditions when working with this device, etc.

					<i>123.KI-41.22</i>			
<i>Змін.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>				
<i>Розробив</i>		<i>Крайнічук В.Я.</i>				<i>Арк.</i>	<i>Аркуш</i>	<i>Аркушіє</i>
<i>Перевірює</i>		<i>Грига В. М.</i>					<i>3</i>	<i>50</i>
<i>Н. Контр.</i>					<i>Мікроконтролерна система вимірювання частоти серцевих скорочень</i>			
<i>Затверд.</i>								

Міністерство освіти і науки України
 Державний вищий навчальний заклад
 «Прикарпатський національний університет імені Василя Стефаника»
 Фізико-технічний факультет
 Кафедра «Комп'ютерної інженерії та електроніки»

Пояснювальна записка

до кваліфікаційної роботи на тему:

Мікроконтролерна система вимірювання частоти серцевих скорочень
 людини

					<i>123.КІ-41.22</i>			
<i>Змін.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>				
<i>Розробив</i>		<i>Крайнічук В.Я.</i>			<i>Пояснювальна записка</i>	<i>Арк.</i>	<i>Аркуш</i>	<i>Аркушіє</i>
<i>Перевірює</i>		<i>Грига В. М.</i>					2	50
<i>Н. Контр.</i>								
<i>Затверд.</i>								

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

ЧСС – частота серцевих скорочень;

ВСР - варіабельність серцевого ритму;

ЦП - центральний процесор;

ОП – оперативна пам'ять ;

SFR - special function registers (реєстри спеціальної функції);

GPR - general purpose registers (реєстри загального призначення);

ROM - Read-only memory (пам'ять лише для читання);

ПЗП – постійний запам'ятовуючий пристрій;

PROM - programmable read-only memory (програмована пам'ять лише для читання);

АЦП – аналогово-цифровий перетворювач

ОМСР - Оптичний моніторинг серцевого ритму

					123.БКР.КІ-41	Арк.
						7
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		

ЗМІСТ

ВСТУП.....	9
1. АНАЛІЗ ПРОБЛЕМИ ТА МЕТОДИ ВИМІРЮВАННЯ ЧАСТОТИ СЕРЦЕВИХ СКОРОЧЕНЬ.....	11
1.1.Механічні методи вимірювання пульсу.....	12
1.2.Метод вияву електричних сигналів пульсу серцебиття.....	12
1.3.Оптичний метод вимірювання пульсу.....	13
1.4.Огляд пропозицій на ринку.....	13
2. ОБГРУНТУВАННЯ ТА ВИБІР ЗАСОБІВ РЕАЛІЗАЦІЇ СИСТЕМИ.....	23
2.1. Вибір мікроконтролера	23
2.2. Вибір дисплея.....	25
2.3. Вибір давача пульсу.....	27
3 . ПРОЕКТНО-РОЗРАХУНКОВИЙ РОЗДІЛ.....	32
3.1. Робота з давачем пульсу.....	32
3.2. Підключення та робота з дисплеєм.....	34
3.3. Алгоритм роботи програми.....	36
3.4. Схема живлення пристрою.....	39
4. ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ.....	41
4.1. Визначення електричних розрахунків.....	42
5. ОХОРОНА ПРАЦІ.....	43
ВИСНОВКИ.....	46
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ.....	47
ДОДАТОК.....	49

									Арк.
									8
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					

ВСТУП

Частота серцебиття - один з дуже важливих параметрів серцево-судинної системи. Частота серцевих скорочень здорової дорослої людини в спокої становить близько 72 удари в хвилину. У спортсменів зазвичай частота серцевих скорочень нижча, ніж у менш активних людей. У немовлят часто більший серцевий ритм близько 120 ударів за хвилину, у дітей старшого віку - близько 90 ударів у хвилину. Частота серцебиття збільшується поступово під час вправ і повільно повертається до значення спокою після фізичного навантаження. Швидкість, з якою пульс повертається до норми, є свідченням працездатності людини. Більшість пристроїв HRM використовують конструкцію, коли сигнал отримується від суб'єкта і застосовується функція фільтрації для видалення гармоніки високого порядку та шум від сигналу. Далі йде апаратне або програмне забезпечення, яке використовує алгоритми нульового перетину для підрахунку кількості ударів протягом заданого інтервалу часу (наприклад, 0 і 0). Алгоритм нульового перетину може призвести до помилкових показань, викликаних локальним шумом, що може призвести до декількох локальних нульових перетинів.

Представлена конструкція та розробка пристрою HRM з низьким рівнем живлення. Пристрій забезпечує точне зчитування частоти серцевих скорочень за допомогою оптичної технології. Оптична технологія, яка використовується стандартним інфрачервоним світлодіодом (LED) та фотосенсор для вимірювання частоти серцевих скорочень за допомогою вказівного пальця. Мікроконтролер запрограмований для отримання сигналу за допомогою вбудованого аналогового цифрового перетворювача АЦП та використання показань для обчислення частоти серцевих скорочень; зрештою показання відображається цифровим шляхом на РК-екрані.

Метою роботи є розроблення мікроконтролерної системи для вимірювання частоти серцевих скорочень.

						123.БКР.КІ-41	Арк.
							9
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат			

Об'єкт дослідження – мікроконтролерна система вимірювання частоти серцевих скорочень людини.

Предмет дослідження – базується на розробці мікроконтролерної системи, для вимірювання ЧСС.

Завдання:

1. Визначити методи вимірювання пульсу.
2. Вибір мікроконтролера, дисплея та давача пульсу.

									Арк.
									10
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат	123.БКР.КІ-41				

1. АНАЛІЗ ПРОБЛЕМИ ТА МЕТОДИ ВИМІРЮВАННЯ ЧАСТОТИ СЕРЦЕВИХ СКОРОЧЕНЬ

Частота серцевих скорочень або пульс є важливим медичним показником для людини. Багато людей враховують цей показник наприклад спортсмени при тренуванні, чи лікарі під час обстеження своїх пацієнтів. Завдяки таким вимірюванням можна виявити деякі захворювання які впливають на пульс людини[1].

Варіабельність серцевого ритму (BCP) - показник загальної кількості коливань серцевих періодів між послідовними комплексами QRS нормальної деполяризації синуса (інтервали RR). Зниження BPC, запропонованого для відображення гіперактивної симпатичної або гіпоактивної парасимпатичної діяльності нервової системи, було залучено до патофізіології ряду результатів для здоров'я, включаючи серцеві захворювання, такі як інфаркт міокарда, ішемічна хвороба серця та гіпертонія, і некардіальних станів, таких як ожиріння, діабет, резистентність до інсуліну, метаболічний синдром, диспепсія, нервова анорексія, епілепсія, тривожність, і великі депресивні розлади, а також смертність. Значні зрушення в статистичній, спектральній та геометричній обробці сигналів для автоматичного отримання параметрів HRV призвели до їх більшого використання в мультидисциплінарних налаштуваннях.

Таким чином, було створено багато програм для обробки сигналів для аналізу даних HRV. Ці програми пропонують швидкий, автоматичний аналіз виходу на основі складних методів обробки сигналів та алгоритмів, які ідентифікують та вимірюють різні змінні, отримані електрокардіографом (ЕКГ) з кожного серцевого циклу. Хоча існують попередні рекомендації щодо порівняльних даних у ході досліджень, є відсутність систематичних порівнянь між програмами комп'ютерного програмного забезпечення, що використовуються для отримання загальних показників BCP середньої та часової частоти.

						123.БКР.КІ-41	Арк.
							11
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат			

Пульс - це періодичне, синхронне з діяльністю серця коливання стінок артерій, яке спричинює скорочення серця, вигнання крові в артеріальну систему і зміну в ній тиску впродовж періоду систоли та діастолі.

1. 1. Механічний метод вимірювання пульсу

Механічний метод вимірювання пульсу базується на перетворенні пульсації судини в електричний сигнал за допомогою датчиків деформації або тиску. Здебільшого для вимірювання таким методом використовують п'єзоелектричні сенсори. Дані датчики дуже чутливі до місця розміщення, а також від зміщення відносно судини. Зазвичай такі датчики є досить громіздкими та незручними у використанні. Точність таких датчиків порівняно з оптичними є досить низькою. Високе спотворення сигналу також є недоліком даних датчиків [2].

1.2. Метод вияву електричних сигналів пульсу серцебиття

Даний метод є більш точний ніж механічний чи оптичний. Для виявлення електричних сигналів на тіло людини розміщують декілька електродів на шкіру для прийому імпульсів. Зазвичай такі датчики розміщують поближче до серця, на гнучких поясах. Такі сигнали є досить невеликі і складають приблизно 100мкА. (Рис. 1.1)

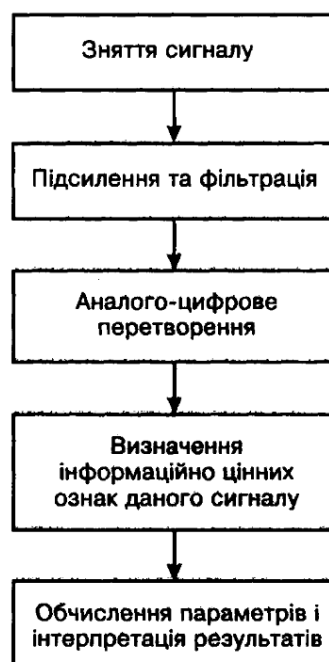


Рис. 1.1. Метод вияву електричних сигналів пульсу серцебиття.

Алгоритм роботи таких пристроїв зображено на рисунку. Для подальшої обробки таких сигналів їх потрібно підсилити. Для цього використовують відповідні підсилювачі електричних сигналів. Після підсилення форма сигналу лишається та сама тільки збільшується амплітуда самого сигналу. Так як людське тіло генерує інші сигнали, які також фіксуються пристроєм, то потрібно виконати фільтрацію сигналу. На виході отримуємо аналоговий сигнал, який можна відобразити на моніторі. Для цифрової обробки такий сигнал оцифровують за допомогою АЦП. Це дає можливість опрацьовувати дані комп'ютером. Далі отримані дані передають по радіоканалу на смартфон чи базову станцію. Дані пристрої дуже чутливі до різного роду завад [3].

1.3. Оптичний метод вимірювання пульсу

Оптичний випромінювач - як правило, складається з щонайменше одного світлодіода світлові хвилі якого випромінюються в шкіру та одного фотодіода, який фіксує дані хвилі. Через великі відмінності в тонусі, товщині та морфології шкіри, пов'язані з різноманітністю споживачів, більшість найсучасніших ОМСР використовують безліч світлових хвиль, які по-різному взаємодіють з різними рівнями шкіри та тканин. Це надзвичайно важливо для максимізації сигналу потоку крові та мінімізації шуму навколишнього середовища, наприклад, сонячного світла, що може додавати шум датчику.

Різні довжини хвилі необхідні для різних розташувань датчиків на тілі, частково через різний фізіологічний склад тіла в різних місцях і через вплив шуму навколишнього середовища в різних місцях тіла.

Розміщення випромінювачів важливо для того, щоб забезпечити достатній вимір правильного виду крові.

1.4. Огляд пропозицій на ринку

Частота серцевих скорочень та її похідне, варіабельність серцевого ритму визнані одним з найважливіших маркерів взаємозв'язку між

						123.БКР.КІ-41	Арк.
							13
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат			

вегетативною нервовою системою та серцево-судинною смертністю. Крім того, аналіз цих нестаціонарних та нелінійних параметрів забезпечує надійне відображення багатьох фізіологічних факторів, що модулюють серцевий ритм (наприклад, бінарна символізація динаміки інтервалу RR дає краще розуміння нормальної регуляції серцевого періоду, кількість коливань ЧСС навколо середнього рівня HR може використовуватись як дзеркало кардіо-респіраторної системи контролю, спектр-аналіз, залежний від часу, використовуючи вейвлет-перетворення, виявився цінним для пояснення закономірностей контролю частоти серцевих скорочень під час реперфузії тощо). Як такі вони є потужним засобом для спостереження за взаємозв'язком між симпатичною та парасимпатичною нервовою системою, що вказує на насувається серцеві захворювання, що може призвести до раптової зупинки серця.

Монітор серцевого ритму (HRM) - це персональний пристрій моніторингу, який дозволяє вимірювати/відображати частоту серцевих скорочень в режимі реального часу або записувати частоту серцевих скорочень для подальшого вивчення. Він значною мірою використовується для збору даних про серцебиття під час виконання різних видів фізичних вправ. Вимірювальну електричну інформацію про серце називають електрокардіографією (ЕКГ або ЕКГ).

Медичний моніторинг серцевого ритму, який застосовується в лікарнях, як правило, є провідним, і зазвичай використовують декілька датчиків. Портативні медичні підрозділи називають монітором Холтера. Споживчі монітори серцевого ритму призначені для щоденного використання та не використовують дроти для підключення [4].

Ранні моделі склалися з контрольної коробки з набором електродних проводів, які прикріплювали до грудей. Перший бездротовий монітор серцевого ритму EKG був винайдений у 1977 році Polar Electro як навчальний посібник для фінської національної команди з бігових лиж.

						123.БКР.КІ-41	Арк.
							14
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат			

Оскільки "тренування з інтенсивністю" стало популярною концепцією в спортивних колах в середині 80-х, в 1983 році розпочалися роздрібні продажі бездротових персональних моніторів серця.

Сучасні монітори пульсу зазвичай використовують один із двох різних методів для запису серцевих сигналів (електричних та оптичних). Обидва типи сигналів можуть надавати однакові основні дані про серцевий ритм, використовуючи повністю автоматизовані алгоритми для вимірювання частоти серцевих скорочень.

ЕКГ-датчики (електрокардіографія) вимірюють біопотенціал, що генерується електричними сигналами, що керують розширенням та скороченням камер серця, як правило, реалізованих у медичних приладах.

Датчики PPG використовують легку технологію для вимірювання обсягу крові, керованого насосною дією серця (рис. 1.2).

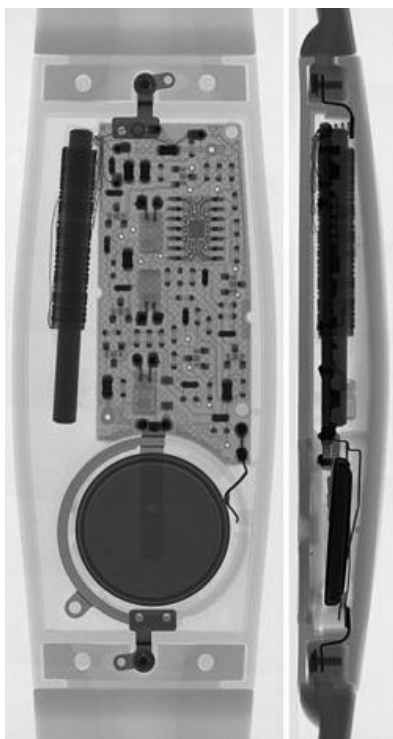


Рис. 1.2. Електричний монітор.

Електричні монітори складаються з двох елементів: монітора/передавача, який надягають на грудну планку, і приймача. При виявленні серцебиття передається радіосигнал, який приймач використовує для

					123.БКР.КІ-41	Арк.
						15
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		

відображення/визначення поточного серцевого ритму. Цей сигнал може бути простим радіоімпульсом або унікальним кодованим сигналом від грудної стрічки (наприклад, Bluetooth, ANT або інший радіосигнал малої потужності). Новіша технологія перешкоджає приймачеві одного користувача використовувати сигнали інших передавачів, що знаходяться поблизу (відомі як перехресні перешкоди) або підслуховування. Зауважте, що старіша технологія радіопередачі Polar 5,1 кГц може бути використана під водою. Інтерфейси Bluetooth і Ant + використовують радіодіапазон 2,4 ГГц, який не може надсилати сигнали під водою.

Більш недавні пристрої використовують оптику для вимірювання частоти серцевих скорочень, просвічуючи світло від світлодіода через шкіру та вимірюючи, як він розсіює кровоносні судини. Окрім вимірювання частоти серцевих скорочень, деякі пристрої, що використовують цю технологію, здатні вимірювати насичення крові киснем. Деякі останні оптичні датчики також можуть передавати дані, як згадувалося вище.

Більш нові пристрої, такі як мобільні телефони або годинник, можуть використовуватися для відображення або збору інформації. Деякі пристрої можуть одночасно контролювати частоту серцебиття, насичення киснем та інші параметри. Вони можуть включати датчики, такі як акселерометри, гіроскопи та GPS для виявлення швидкості, місця та відстані.

В останні роки для смарт-годинників прийнято включати монітори серцевого ритму, що значно збільшило популярність.

Деякі смарт-годинники, смарт-смути та мобільні телефони часто використовують датчики PPG .

Нові монітори серця пульса на зап'ясті досягли майже однакового рівня точності, як і їхні ремені на грудях з незалежними тестами, що показують до 95% точності, але іноді більше 30% помилок може зберігатися протягом декількох хвилин. Оптичні пристрої при використанні суворої активності можуть бути менш точними або при використанні під водою.

									Арк.
									16
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					

Монітор серцевого ритму (пульсометр) - це пристрій моніторингу, який допоможе дізнатися частоту серцевих скорочень в режимі реального часу. Частота серцевих скорочень також відома як пульс. Це кількість разів, коли серце б'ється за одну хвилину. Середній пульс для людини - 72 удари в хвилину.

Якщо займатися фізичними вправами або займатися бігом а, то серцевий ритм буде вище, і він буде нижчим, коли відпочивати . Отже, якщо потрібно виміряти частоту серцевих скорочень у будь-який момент часу, тоді потрібно скористатися сучасними моніторами серцевого ритму.

Проста фіксація цих моніторів на зап'ясті чи грудях дасть змогу виміряти частоту серцевих скорочень. Ці пристрої дуже корисні для всіх, хто хоче знати ефективність вправи, яка виконується. Це допоможе зрозуміти, що якщо вправа, яка виконується, допоможе досягти своїх цілей тренування чи ні [5].

Монітор серцевого ритму складається з передавача та приймача. Передавач - це, в основному, пристінковий пристрій, і приймач буде блоком для зап'ястя. Передавач - це водонепроникний ремінь. Їх зазвичай використовують любителі спорту та фітнес-виродки для вимірювання інтенсивності та частоти серцевих скорочень під час тренувань. (рис. 1.3).



Рис. 1.3. Монітор серцевого ритму для велосипедистів.

									Арк.
									17
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					

1. Найкраще для щоденного відстеження здоров'я: Fitbit Inspire HR

Fitbit уособлює зміни у відстеженні фітнесу від кроків до частоти серцевих скорочень, причому всі пристрої, окрім одного, в поточній лінійці марки, включаючи оптичний монітор серцевого ритму. Всі найкращі функції Fitbit також пов'язані з HRM, приймаючи інформацію про серцевий ритм, яку він відстежує цілодобово, і використовуючи її, щоб легко зрозуміти ваше здоров'я та фітнес.

У програмі-партнері можна переглядати серцевий ритм у спокої з часом, що є надійною ознакою того, чи отримуєте пристосування - хочете, щоб це число знизилося - а також ваш показник Cardio Fitness. Це еквівалент Фітбіта для вимірювання максимуму VO2 та ще одна корисна статистика, яка показує загальну серцево-судинну придатність. У цьому випадку, щоб число з часом збільшувалося. HRM також подається у режим відстеження сну Fitbit, і як для сну, так і для кардіо-фітнесу показники цифри порівнюються з номерами інших користувачів Fitbit потрібного віку (рис. 1.4).



Рис. 1.4. Fitbit Inspire HR.

1. Найкраще для керованих тренувань: Polar Ignite

Струнка конструкція Ignite означає, що легко наблизитися до зап'ястя, що призводить до точного відстеження частоти серцевих скорочень навіть під час активних заходів високої інтенсивності.

						123.БКР.КІ-41	Арк.
							18
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат			

Це починається з планів тренувань з бігових змагань, що пропонуються через веб-сайт та додаток Polar Flow, розроблені для поліпшення своєї фізичної форми та швидкості. Тренування, що базуються на синхронізації серцевого ритму на пристрої.

Також, вночі цей пристрій також працює, і наступного ранку прилад дає оцінку того, наскільки добре виспався організм і як добре відновилася вегетативна нервова система, що призводить до рекомендацій щодо тренувань, виходячи з реальної готовності тренуватися в цей день (рис.1.5).



Рис. 1.5. Polar Ignite.

3. Найкраще для розширених функцій: Apple Watch Series 5

Окрім відстеження частоти серцевих скорочень протягом дня, Apple Watch може виявити аномально високу або низьку частоту серцебиття. Якщо часто спостерігаються незрозумілі максимуми або мінімуми, то можна віднести цю інформацію до лікаря, щоб перевірити, чи не є симптомом основного стану. Годинник також може робити вимірювання електрокардіограми, що можна робити вручну або встановлювати годинник регулярно. Тест шукає ознаки фібриляції передсердь (нерегулярне серцебиття), стан, який також повинен підштовхнути візит до лікаря, щоб встановити правильний діагноз (рис.1.6).

									Арк.
									19
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					



Рис. 1.6. Apple Watch Series 5.

1. Найкращий ремінь для грудної клітки: Polar H10

H10 точний, зручний та здатний одночасно підключатися до двох пристроїв через Bluetooth, ANT + та 5 кГц, що означає, що він може використовуватися для плавання. Заряд акумулятор вистачить на 400 годин, перш ніж його потрібно буде замінити, а це означає, що навіть захоплені спортсмени пройдуть більшу частину шляху, перш ніж його доведеться замінити (заміна CR2025 коштує декілька гривень).

Це також найзручніший ремінь для грудей, який можна носити, враховуючи, що його не варто недооцінювати. Добрі пряжки, краще, ніж звичайні ковзання та петлі, які отримуються на грудних ремінцях, і не мали жодного подразнення шкіри з боку H10, використовуючи її для пробіжок щодня протягом місяців (рис.1.7).



Рис. 1.7. Polar H10.

Основні порівняльні характеристики інших пристроїв наведені у таблиці 1.1.

					123.БКР.КІ-41	Арк.
						20
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		

Таблиця 1.1. Порівняльні характеристики пристроїв

Характеристика	MIO Fuse Crimson	Bturer PM- 70	Bturer PM-35	Cat Eye MSC- CY200 Multi Sport
Тип	Наручний	З нагрудним ременем	З кріпленням для руля	Наручний, може кріпитися до нагрудного реміню
Передача сигналу	Бездротова	Бездротова	Бездротова	Бездротова
Тип сигналу	Цифровий	Цифровий	Цифровий	Цифровий (ID кодований)
Технологія передачі	ANT+, Bluetooth Smatr	ANT+, Bluetooth Smatr	ANT+, Bluetooth Smatr	ANT+, Bluetooth Smatr
Водонепроникність	Більше 30 м	До 30 м	Відштовхує воду	До 30 м
Місце виміру пульсу	На зап'ясті	На грудній клітині	Датчик пульсації крові, до якого достатньо прикласти на декілька секунд палець	На зап'ясті та на грудній клітині

Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат

123.БКР.КІ-41

Арк.

21

Продовження таблиці 1.1.

Пам'ять	До 30 годин тренування	До 45 годин тренування	До 3 годин їзди	До 30 збережених файлів
Функції годинника	Час, дата	Час, дата, будильник, секундомір	Час, дата, лічильник кілометрів	Час, дата, секундомір із засічками на 40 кіл
Живлення	Вбудований акумулятор іро 125 mA	Літієві батарейки CR2032 3V	Літієві батарейки CR2032 3V	Батарейка CR2032
Вага	39 грам	75 грам	300 грам	125 грам

2. ОБГРУНТУВАННЯ ТА ВИБІР ЗАСОБІВ РЕАЛІЗАЦІЇ СИСТЕМИ

2.1. Вибір мікроконтролера

Arduino Nano входить в трійку найпопулярніших плат Ардуіно. Вона дозволяє створювати компактні пристрої, що використовують той же контролер, що і в Arduino Uno. Назва плати Nano говорить сама за себе - вона дійсно має невеликі розміри при тій же функціональності.

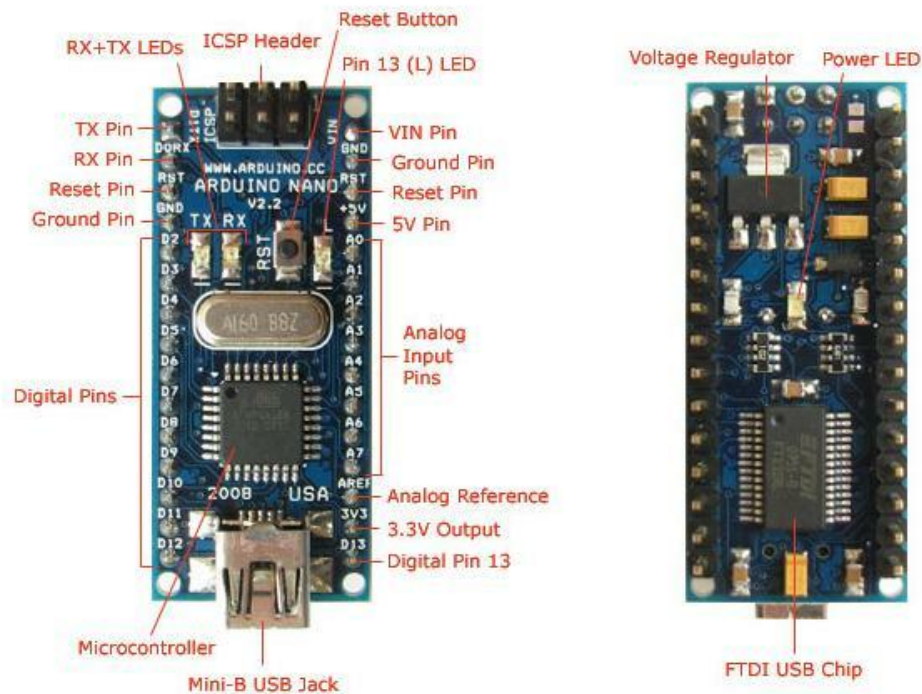


Рис. 2.1. Arduino Nano.

ATmega328 має 32 КБ (також для завантажувача використовується 2 КБ. ATmega328 має 2 КБ SRAM та 1 КБ EEPROM.

Живлення плати може здійснюватися двома способами:

1. Через mini-USB або microUSB при підключенні до комп'ютера;
2. Через зовнішнє джерело живлення, що має напругу 6-20 В з низьким рівнем пульсацій.

Стабілізація зовнішнього джерела виконується за допомогою схеми LM1117IMPX-5.0 на 5В. При підключенні через кабель від комп'ютера підключення до стабілізатора відбувається через діод Шоттки. Схеми обох типів живлення наведені на рисунку 2.2.

									Арк.
									23
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					

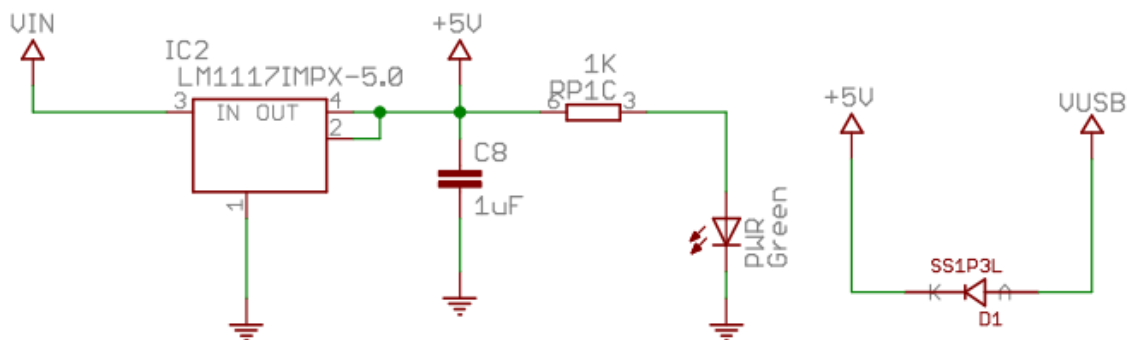


Рис. 2.2. Схема живлення плати обох типів.

У плати Arduino Nano є такі ж обмеження по напрузі і струму на входи і виходи плати. Всі цифрові і аналогові контакти працюють в діапазоні від 0 до 5 В. При подачі живлення, що виходить за рамки цих значень, напруга буде обмежуватися захисними діодами. У цьому випадку сигнал повинен підключатися через резистор, щоб не вивести контролер з ладу. Найбільше значення впадає або впливає струм, який не повинен перевищувати значення 40 мА, а загальний струм контактів повинен бути не більше 200 мА [6].

На платі є 4 світлодіода, які показують стан сигналу. Вони позначені як TX, RX, PWR і L. На перших двох світлодіод загоряється, коли рівень сигналу низький, і показує, що сигнал TX або RX активний. Світлодіод PWR загоряється при напрузі в 5 В і показує, що підключено до живлення. Останній світлодіод - загального призначення, загоряється, коли подається високий сигнал.

На даний момент випускається декілька видів Arduino Nano. Є версії 2.X, 3.0., Які відрізняються тільки чіпом, на якому вони працюють. У версії 2.X використовується чіп ATmega168 з меншим об'ємом пам'яті (флеш, незалежній) і зниженою тактовою частотою, версія 3.0. працює на чіпі ATmega328.

Підключення плати Arduino Nano до комп'ютера не становить особливих труднощів - воно аналогічно звичайній платі Uno. Єдина складність може

виникнути при роботі з платою на базі чіпа ATMEGA 168 - в настройках потрібно вибрати спершу плату Nano, а потім потрібний варіант процесора.

2.2. Вибір дисплея

SSD1306 - це одночіповий драйвер CMOS OLED / PLED з контролером для органічної / полімерної світлодіодної крапки-матричної системи графічного відображення. Він складається з 128 сегментів і 64 спільних. Цей ІС є розроблений для OLED панелі загального катода типу.

SSD1306 вбудовується з контрастним управлінням, дисплеєм оперативної пам'яті та генератором, що зменшує кількість зовнішніх компонентів та енергоспоживання. Він має 256-ступінкове управління яскравістю. Дані / команди надсилаються із загального MCU через апаратний паралельний інтерфейс 6800/8000, сумісний з паралельним інтерфейсом, інтерфейсом I²C або послідовним периферійним інтерфейсом. Він підходить для багатьох компактних портативних програм, таких як під дисплей мобільного телефону, MP3-плеєр та калькулятор тощо (рис.2.3).

Особливості:

- Роздільна здатність: матрична панель 128 x 64 точок
- Блок живлення
 - o VDD = 1,65 В до 3,3 В для ІС-логіки
 - o VCC = 7В до 15В для керування панеллю
- Для матричного відображення
 - o вихідна напруга OLED, максимум 15В
 - o Максимальний струм сегмента: 100uA
 - o Загальний максимальний струм раковини: 15mA
 - o 256-ступінчастий контроль яскравості контрасту
- Вбудований буфер дисплея SRAM 128 x 64 біт
- Інтерфейси MCU з можливістю контактів:
 - o 8-бітний паралельний інтерфейс серії 6800/8080
 - o 3/4 провідний послідовний периферійний інтерфейс

									Арк.
									25
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					

о І²С Інтерфейс

- Функція безперервного прокручування екрану в горизонтальному та вертикальному напрямку
- сигнал синхронізації запису в ОЗУ
- Програмована частота кадрів та коефіцієнт мультиплексування
- Повторне відображення рядків та повторне відображення стовпців
- Вбудований осцилятор
- Структура чипів для COG & COF
- Широкий діапазон робочої температури: від -40 ° С до 85 ° С

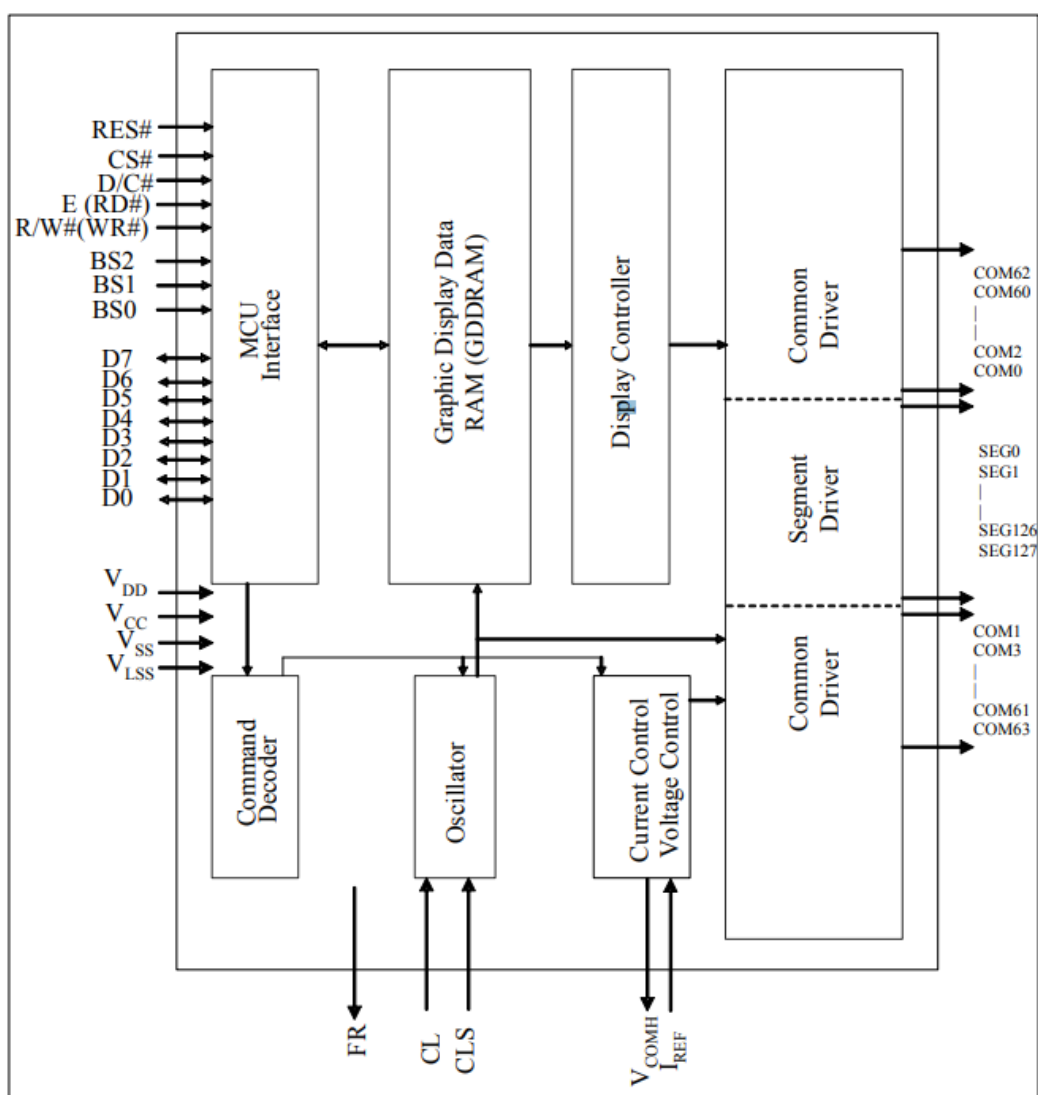


Рис. 2.3. Блок-схема SSD1306.

Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат

2.3. Вибір давача пульсу

Pulse Sensor - це добре розроблений датчик частоти серцевих скорочень для Arduino. Це давач пульсу можуть використовувати студенти, художники, спортсмени, виробники та розробники ігор та мобільних телефонів, які хочуть легко включити дані серцебиття у свої проекти. Датчик затискається на кінчику пальця або мочку вуха і підключається прямо до Arduino перемички кабелів. Він також включає додаток для моніторингу з відкритим кодом, який графіть пульс у режимі реального часу [7].

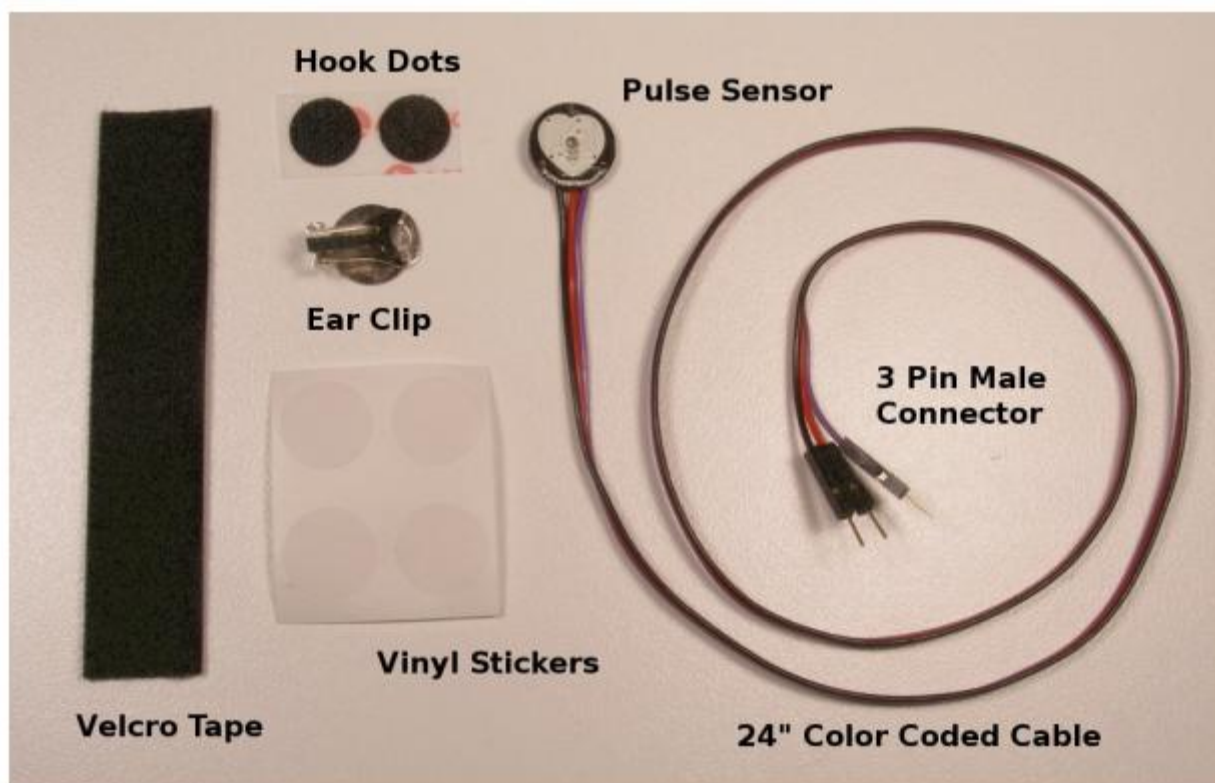


Рис. 2.4. Компоненти давача пульсу Pulse Sensor.

Комплект датчиків імпульсів включає(рис.2.4):

- 1) 24-дюймовий кольоровий кабель із заглушками. Пайка не потрібна.
- 2) Затискач для вух, ідеально підходить до датчика. Його можна наклеїти на задню частину датчика і легко надягати на мочку вуха.
- 3) 2 липучки . Вони мають липку сторону і також ідеально підходять до датчика.
- 4) Ремінь на липучці, щоб обернути датчик пульсу навколо пальця.

									Арк.
									27
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					

- 5) 3 прозорі наклейки. Вони використовуються на передній панелі датчика пульсу, щоб захистити його від жирних пальців і від поту мочки вух.
- 6) Датчик імпульсу має 3 отвори навколо зовнішнього краю, які дозволяють легко вшити його майже в будь-що.

Передня частина датчика - сторона з логотипом серця. Це сторона, з якою відбувається контакт з шкірою. На передній панелі наявний невеликий круглий отвір, у якому світлодіод просвічує ззаду, і є також невеликий квадрат просто під світлодіодом. Квадрат - це датчик освітлення навколишнього середовища, точно такий, як використовується в мобільних телефонах, планшетах та ноутбуках, щоб регулювати яскравість екрана в різних умовах освітлення. Світлодіод світить світла в кінчик пальця, мочку вуха або іншу тканину капілярів, і датчик зчитує світло, що відскакує назад. На задній панелі датчика встановлено решту деталей. Навіть світлодіод, який використовується, - це світлодіод із зворотним кріпленням (рис.2.5).

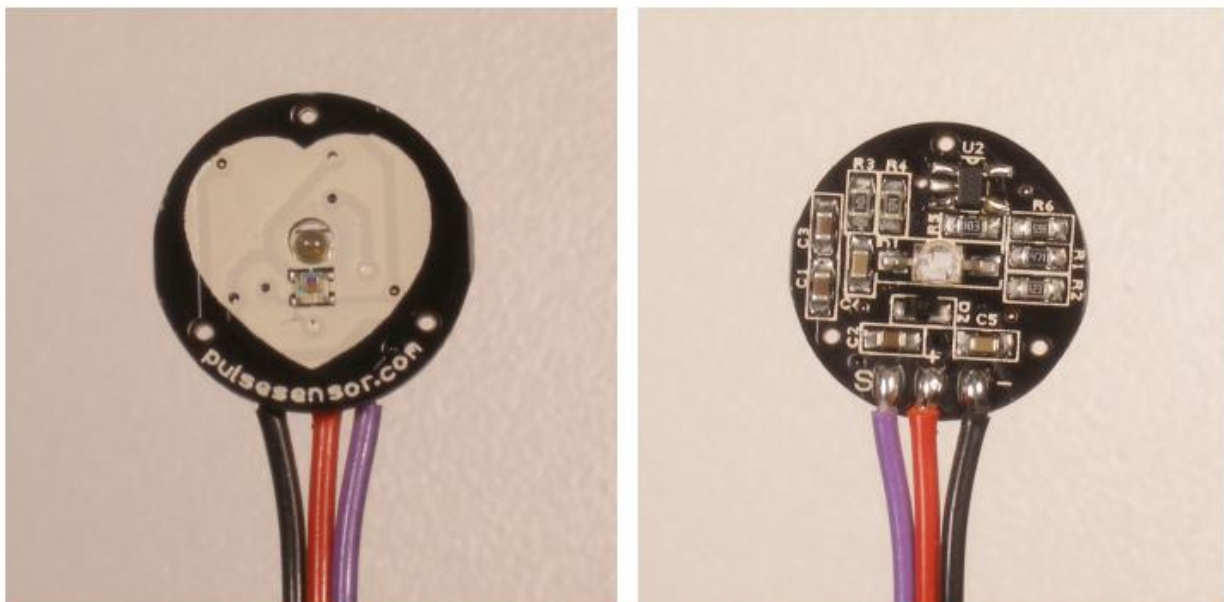


Рис. 2.5. Вигляд датчика з обох сторін.

Кабель - це 24-дюймовий кольоровий стрічковий кабель різного кольору з 3-ма роз'ємними роз'ємами (рис.2.6).

									Арк.
									28
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					

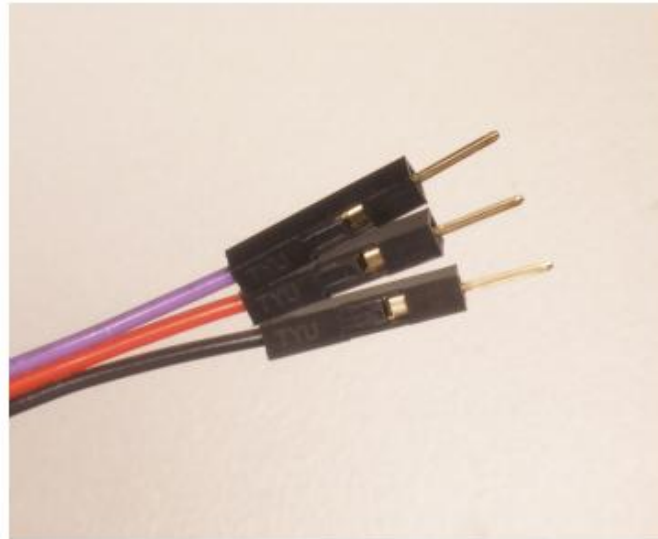


Рис. 2.6. Кабель з 3-ма роз'ємами.

- червоний провід = + 3В до + 5В
- чорний дріт = GND
- Фіолетовий дріт = сигнал

Перш ніж по-справжньому почати користуватися датчиком, потрібно ізолювати плату від поту і жирних пальці. Датчик імпульсу - це відкрита плата, коли пальцями торкатися точки припою, можна коротко встановити плати або вводити небажаний сигнал шуму. Тому використовуватимуться тонкі плівки з вінілу для герметизації сторони датчика (рис.2.7).

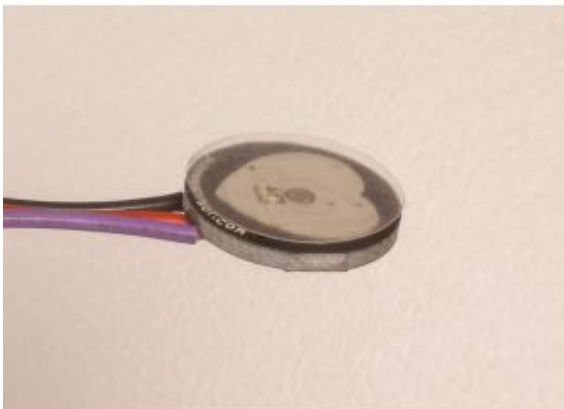


Рис. 2.7. Датчик вимірювання частоти пульсу.

Підключається датчик до: + V (червоний), заземлення (чорний) та аналоговий контакт 0 (фіолетовий) Arduino (рис. 2.8).

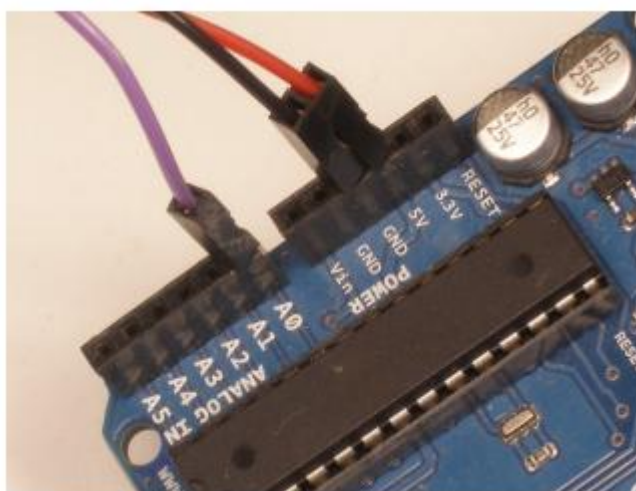


Рис. 2.8. Підключення до Arduino.

Після завантаження слід побачити шпильку Arduino, що блимає вчасно з серцебиттям, якщо тримати клавішу датчик на кінчику пальця. Якщо занадто сильно захопити датчик, видавиться вся кров з кінчика пальця і сигналу не буде. Якщо тримати його занадто легенько, датчик також не працюватиме. Точковий тиск на датчику імпульсу дасть приємний чистий сигнал. Можливо, доведеться спробувати різні частини тіла [8].

Щоб переглянути форму сигналу серцебиття та перевірити частоту серцевих скорочень, можна використовувати ескіз «Обробка» (рис.2.9).

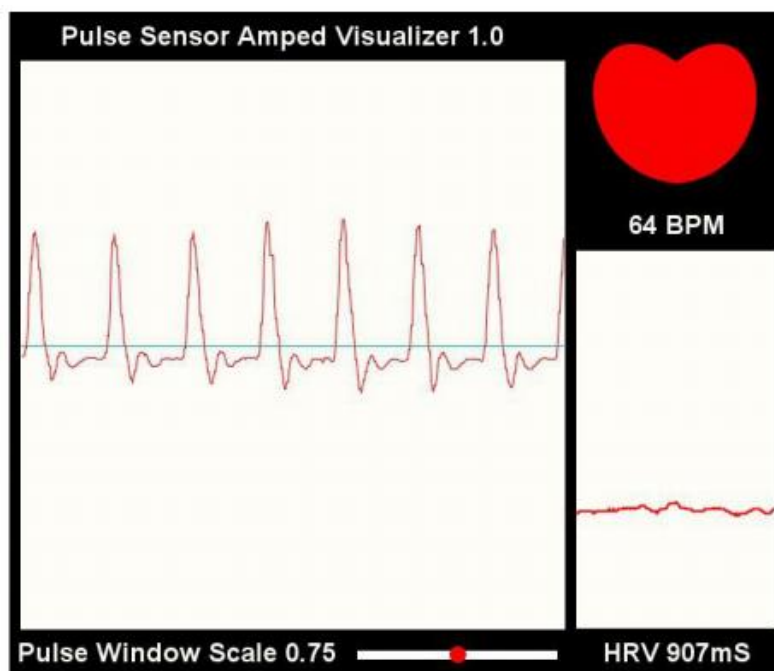


Рис. 2.9. Отримані дані з датчика.

								Арк.
								30
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат	123.БКР.КІ-41			

У великому головному вікні представлений графік необроблених даних датчиків за часом. Вікно даних датчика імпульсу може бути масштабованим за допомогою панелі прокрутки внизу, якщо у дуже великий або дуже маленький сигнал. Праворуч на екрані, менше вікно даних графіків частоти серцевих скорочень. Цей графік просуває кожен імпульс, і частота ударів. Кожної хвилини оновлюється імпульс як середнє значення останніх десяти імпульсів. Велике червоне серце вгорі праворуч також імпульсує до часу серцебиття. Коли тримати датчик пульсу на кінчику пальця або мочки вуха або на будь-якій частині тіла, видно буде форму серцебиття, як описано вище [9].

					123.БКР.КІ-41	Арк.
						31
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		

3 . ПРОЕКТНИЙ РОЗДІЛ

У даному розділі описується основні комплектуючі, схеми, алгоритм роботи та сирцевий код.

Розробляється недорогий пристрій, з невеликою кількістю компонентів, та простим алгоритмом роботи (рис.3.1)

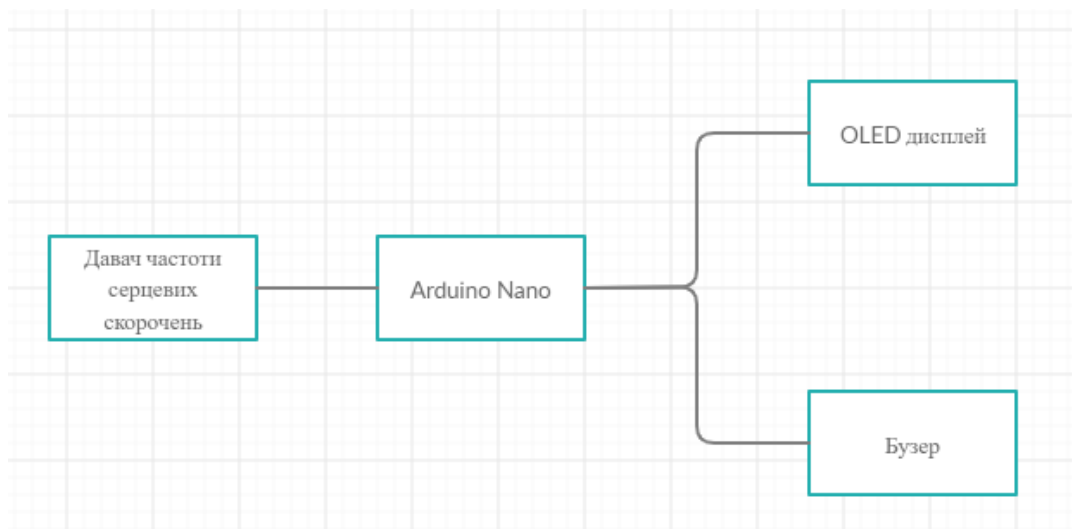


Рис. 3.1. Загальна структура пристрою.

На рисунку зображено загальний вигляд проєктованого пристрою. Сам пристрій складається з мікроконтролера, який виконує платформа Arduino Nano, давача серцевих скорочень, дисплея для відображення графіка, та бузера, який видає відповідний звуковий сигнал [10].

Arduinon Nano є досить популярна платформа на сьогоднішній день. На її основі розроблено велику кількість пристроїв, та створено велику кількість бібліотек, тому вибір впав саме на неї. Для роботи з давачем пульсу необхідно щоб мікроконтролер мав аналогово-цифрові виводи. У Arduino Nano кількість аналогово-цифрових виводів є сім. Діапазон вимірювання становить від 3 до 5 В.

3.1. Робота з давачем пульсу

Давач пульсу складається з світлодіода та фотодіода, та необхідної обв'язки для роботи з давачем. Давач під'єднують до Arduino Nano по схемі що зображена на рис. 3.2.

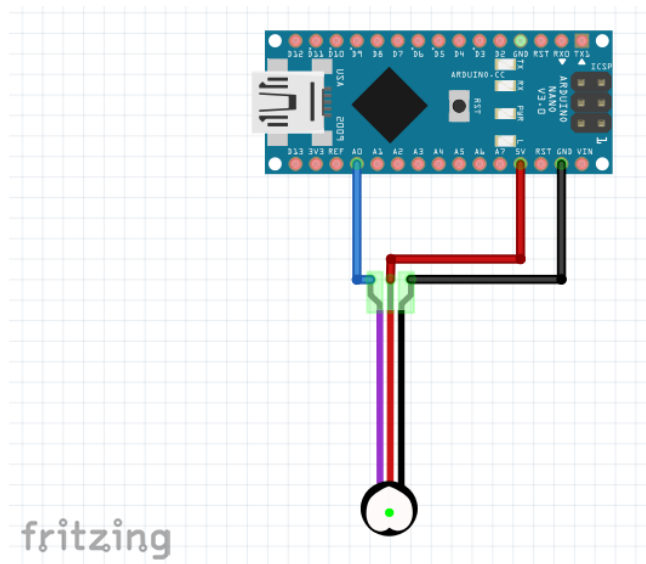


Рис. 3.2. Підключення датчика до Arduino Nano.

Вивід з позначенням VDD під'єднується до +5М, GND до GND, а сигнальний вивід під'єднується до аналогового порта Arduino Nano. Для графічного відображення серцебиття, можна використати вбудований плотер Arduino IDE [11].

Для відображення графіку в Arduino Nano необхідно завантажити код.

```
void setup() {
  Serial.begin(9600);
}
void loop()
{
  Serial.println(analogRead(0));
  delay(20);
}
```

У функції `setup()` налаштовується передача даних у послідовний порт зі швидкістю 9600 бод.

У функції `loop()` відбувається отримання даних з АЦП командою `analogRead(0)`, де 0 – це відповідний порт на Arduino Nano, який позначений як A0. Далі функція `Serial.println()` передає дані у послідовний порт. Командою `delay()` виконує затримку на 20мс.

Щоб побачити графік серцебиття в програмі Arduino IDE необхідно у вкладці інструменти вибрати пункт послідовний плоттер. Приклавши палець до датчика на екрані буде зображено графік пульсу (рис.3.3).

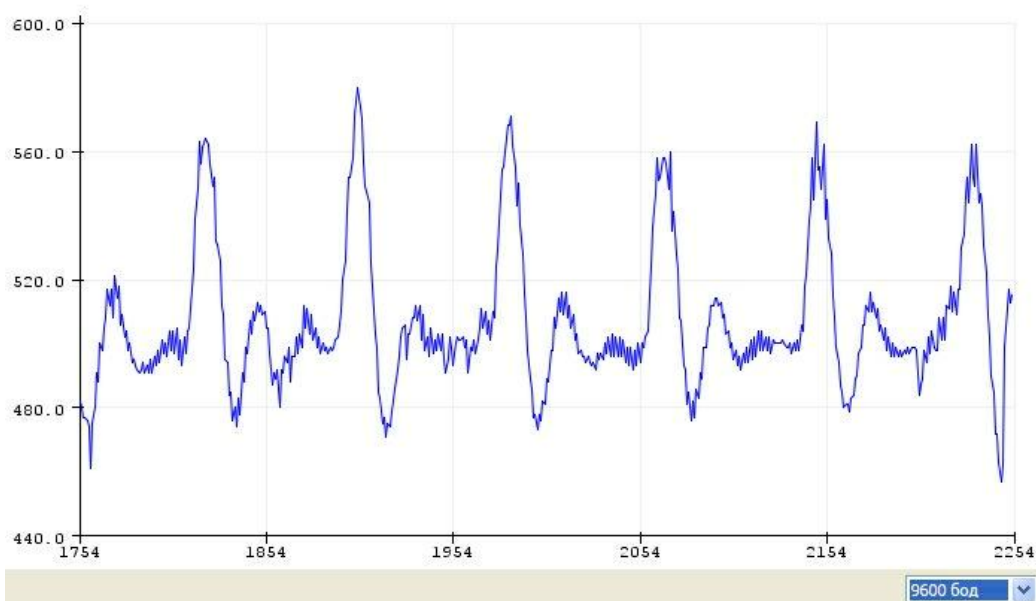


Рис. 3.3. Графік пульсу отриманий за допомогою пристрою.

В результаті отримано графік. На рисунку видно удари пульсу, виконавши нескладні операції, можна порахувати ці імпульси[12].

3.2. Підключення та робота з дисплеєм

Для відображення графіків та частоти пульсу використовується OLED дисплей SSD1306, з розширенням 128x64 пікселі. Даний дисплей працює по I2Cпротоколу, що робить його доступним до більшості мікроконтролерів. Підключення такого дисплею до Arduino Nano буде відбуватись згідно таблиці.

Таблиця 1.3. Підключення дисплеїв

Arduino Nano	SSD1306
5V	DD
GND	GND
A5	SCK
A4	SDA

Дані виводи використовуються тому що на цих виводах Arduino Nano може працювати по протоколу I2C. Даний протокол є достатньо швидким для відображення графіка у реальному часі. Простота налаштування також є його перевагою.

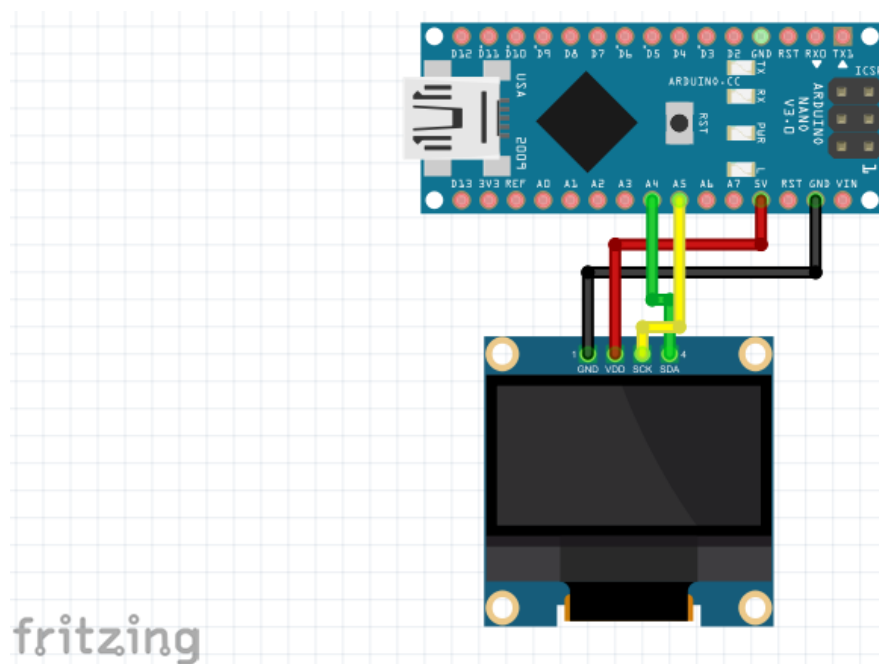


Рис. 3.4. Підключення дисплея SSD1306 до Arduino Nano.

На рисунку зображено підключення дисплея SSD1306 до Arduino Nano. Для роботи з даний дисплеєм буде використовуватись бібліотека Adafruit_SSD1306. Даний приклад коду проініціалізує дисплей та виведе на ньому Hello world.

```
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SSD1306.h>
#define OLED_Address 0x3D
Adafruit_SSD1306 oled(1);
void setup() {
    oled.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, OLED_Address);
}
void loop() {
    oled.clearDisplay();
    oled.setTextColor(WHITE);
```

```

oled.setCursor(0,0);
oled.println("Hello Word!");
oled.display();
}

```

Даним рядком `#define OLED_Address 0x3C` задається адрес дисплея. У функції `setup()` відбувається ініціалізація дисплея, де вказується режим роботи та адрес дисплея.

У функції `loop()` спочатку відбувається очищення дисплея командою `clearDisplay()`. Після чого встановлюється колір шрифту та встановлюється курсор в початкове положення 0,0. Командою `println("Hello world!")` текст виводиться на дисплей [13].

3.3. Алгоритм роботи програми

Алгоритм роботи програми є досить простим для розуміння. Після підключення усіх бібліотек, які необхідні для роботи відбувається початкова ініціалізація.

```

Adafruit_SSD1306 oled(1);
int x=0;
int lastx=0;
int lasty=0;
int LastTime=0;
int ThisTime;
bool BPMTiming=false;
bool BeatComplete=false;
int BPM=0;
#define UpperThreshold 560
#define LowerThreshold 500

```

Вище написаний код відображає початкову ініціалізацію, тобто створюються відповідні змінні для збереження відповідних значень, а також встановлюються порогові значення, при перевищенні яких буде

повідомлятися звуковим сигналом. Змінні `lastx` та `lasty` необхідні для відображення графіка на дисплеї.

Прапори `BPMTiming` та `BeatComplete`, необхідні для звукового сигналу. `UpperThreshold` та `LowerThreshold` змінні які задають порогові значення, як для звукового сигналу так і для підрахунку імпульсів. У змінній `BPM` зберігатиметься частота пульсу [14].

У функції `setup()` відбувається ініціалізація дисплея. Після ініціалізація дисплей очищується та командою `oled.setTextSize(2)` задається розмір шрифту.

У основному циклі програми відбувається підрахунок імпульсів пульсу та відображення графіка на дисплей.

```
if(x>127)
{
  oled.clearDisplay();
  x=0;
  lastx=x;
}
```

Дана частина коду підмальовує продовження графіка, оскільки графік неперервний у часі, то потрібно очищувати дисплей та на новому полотні підмальовувати графік. Оскільки дисплей має 128 пікселів у ширину, то при досягненні межі, спрацьовуватиме код який вказаний вище.

```
ThisTime=millis();
int value=analogRead(0);
oled.setTextColor(WHITE);
int y=60-(value/16);
oled.writeLine(lastx,lasty,x,y,WHITE);
lasty=y;
lastx=x;
```

									Арк.
									37
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					

Даний фрагмент коду виконує реєстрацію імпульсів пульсу. Командою `ThisTime=millis()`; отримується значення часу для підмальовування графіка. Наступний рядок виконує зчитування з аналогового входу, який під'єднаний до сигнального виводу давача. Отримавши значення програма обчислює величину на амплітуди, яка повинна зобразитись на графіку та виводить дані на дисплей.

Наступний фрагмент коду підраховує кількість імпульсів. Для того щоб імпульс зараховувався, необхідно щоб аналогове значення перевищило порогове значення [15].

```
if(value>UpperThreshold)
{
  if(BeatComplete)
  {
    BPM=ThisTime-LastTime;
    BPM=int(60/(float(BPM)/1000));
    BPMTiming=false;
    BeatComplete=false;
    tone(8,1000,250);
  }
}
```

Якщо ж така умова справдилась то обчислюється період часу між двома імпульсами, та відповідно до формула обчислюється значення пульсу. Коли всі обчислення виконані, то дані відображатимуться на дисплеї.

```
oled.writeFillRect(0,50,128,16,BLACK);
oled.setCursor(0,50);
oled.print(BPM);
oled.print(" BPM");
oled.display();
x++;
```

									Арк.
									38
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					

Оскільки у верхній частині дисплея відображається графік то у нижній буде відображатись кількість ударів пульсу. Командою `oled.setCursor(0,50);` Встановлюється в якій частині дисплея буде розміщуватись надпис та значення пульсу. А також змінна x , що є змінною часу на графіку інкрементується, тобто до неї додається одиниця.

3.4. Схема живлення пристрою

Для живлення пристрою використовується літій іон акумулятор разом з перетворювачем напруги, та захистом акумулятора. Для захисту акумулятора від пере розряду та перезаряду використовується модуль TP4056. При досягненні напруги на акумуляторі нижче 2.9В даний модуль відключає акумулятор від пристрою. При зарядці акумулятора, при досягненні напруги 4.2В, даний модуль відключить акумулятор від зарядного пристрою.

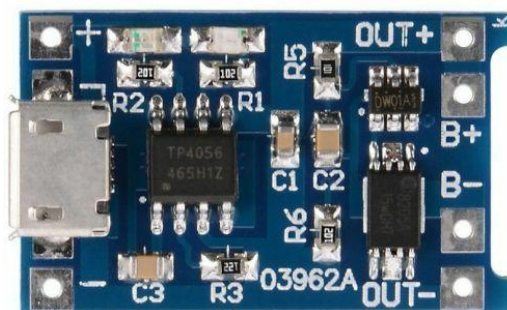


Рис.3.5. Модуль TP4056.

На рисунку 3.5 зображено модуль TP4056. Даний модуль має microUSB. Це дає можливість заряджати акумулятори від зарядними від смартфонів. Також для підключення інших зарядних пристроїв є спеціальні контактні площадки [16].

Оскільки напруга на акумуляторі може коливатись від 2.9 до 4.2, то для нормальної роботи датчиків та Arduino Nano потрібно живлення 5В. Для підвищення напруги використовуватиметься модуль SX1308 (рис.3.6).



Рисунок 3.6. Модуль SX1308.

Даний модуль витримує струм до 2А, що цілком стає для роботи пристрою. Даний модуль може підвищувати напругу до 28В. Для проєктованої системи необхідно підвищити напругу з акумулятора до 5В.

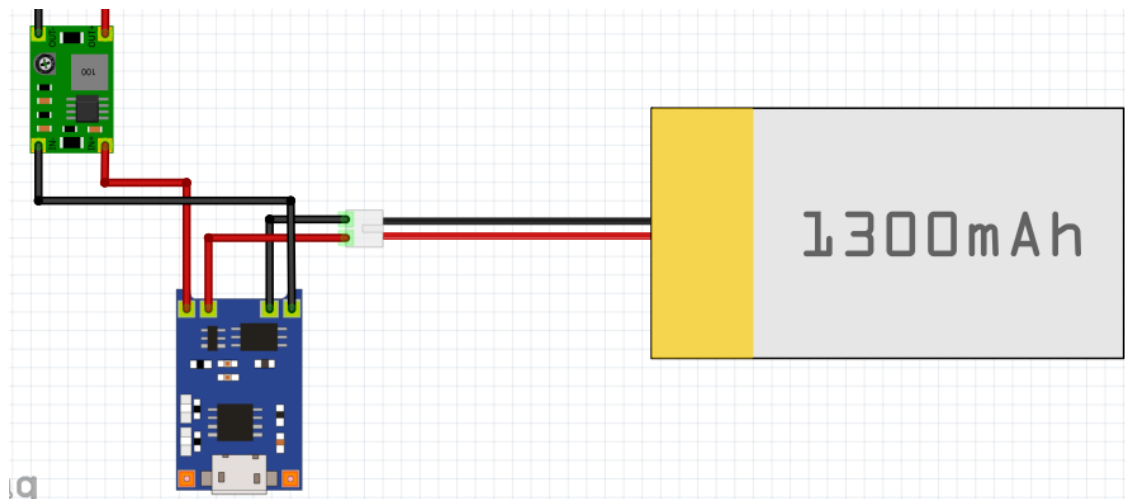


Рисунок 3.7. Схема живлення пристрою.

На рисунку 3.7 зображена схема живлення пристрою, на li-ion акумуляторі з схемою захисту.

						123.БКР.КІ-41	Арк.
							40
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат			

4. ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ

Метою даної бакалаврської роботи є розробка мобільного пристрою, для слідкування за частотою пульсу, та виведення відповідної інформації на дисплей.

Даний пристрій, може застосовуватись в різних сферах:

- Медицина
- Персональне використання
- Слідкування за пульсом під час спортивних навантажень

Для розробки пристрою було обрано популярну платформу Arduino Nano, оптичний давач частоти пульсу та OLED дисплей SSD1306. Вибір мікроконтролера зводиться до бажань розробника, оскільки мікроконтролерів з схожими характеристиками є достатньо багато. Дисплей обраний за свою простоту налаштування та невеликий розмір.

В якості аналогів використовується пульсометр JZK-303. Це пальчиковий пульсометр з оптичним давачем для фіксування частоти пульсу. Ціна такого пристрою становить 410 грн [17].

Вартість розробленого пристрою буде залежати від вартості комплектуючих, які входять в його склад. На час виконання роботи вартість комплектуючих зображена у таблиці 4.1.

Таблиця 4.1. Вартість елементів

Комплектуючі вироби	Кількість, шт.	Вартість за одиницю, грн	Сума, грн
Arduino Nano	1	79.9	79.9
OLED SSD1306	1	105.3	90,86
Датчик Pulse sensor	1	57,2	57,2
Акумулятор	1	54	91.0
TP4056	1	28.3	28.3
SX1308	1	18	18
			328,3

4.1. Визначення електричних розрахунків

1. Визначення енергоспоживання пристрою:

Для визначення струму споживання необхідно додати споживання кожного модуля пристрою.

Таблиця 4.2. Енергоспоживання

Модуль	Споживання, мА
Arduino Nano	55
OLED SSD1306	5
Датчик Pulse sensor	4

Як видно з таблиці 1.4. енергоспоживання такого пристрою становитиме 64мА. В такому режимі пристрій зможе працювати:

$$t = \frac{C * U * X}{P}$$

де С-ємність акумулятора, U-напруга на вивода акумулятора, X-рівень заряду, P-потужність підключенно навантаження.

Потужність навантаження обчислюється за формулою:

$$P = I * U$$

де I-струм, U-напруга.

Тоді отримаємо такі значення потужності

$$P = 0.055 * 5 = 0.275\text{Вт}$$

Тоді час роботи пристрою від акумулятора ємністю 1300мА становитиме:

$$t = \frac{1.3 * 5 * 1}{0.275} = 23.63\text{год}$$

24 години без підзарядки з ємністю акумулятора 1300мА [18].

Якщо ж Arduino Nano буде використовувати режим сну, тоді коли пристрій не використовується то тоді час роботи пристрою буде значно збільшено.

5. ОХОРОНА ПРАЦІ

При паянні приладу обов'язково потрібно дотримуватись таких правил:

- Ніколи не торкатися елемента паяльника 400 ° С!
- Тримати дроти, які слід нагріти пінцетом або затискачами.
- Під час використання тримати очищувальну губку мокрою.
- Завжди повертати паяльник до його положення, коли він не використовується. Ніколи не класти його на верстат [19].
- Вимкнути прилад і вийняти його з розетки, коли не використовується.

Флюс і очищувачі:

- Носити захист очей. Припій може «плювати».
- Використовувати продавці без каніфолі та свинцю, де це можливо.
- Зберігати чисті розчинники в розливних флаконах.
- Завжди мити руки з милом та водою після пайки.

Робота з припоєм з вмістом свинцю:

Свинець може призвести до серйозних хронічних наслідків для здоров'я. Витримка в основному відбуватиметься через випадкове потрапляння з шкіри, щоб цього уникнути, потрібно надягати рукавички, якщо безпосередньо відбувається звернення з припоєм. Обмежене випаровування може утворюватися пайкою[20].

Робота з флюсами та каніфоллю:

Каніфоль - це смола, що міститься в флюсі припою. Флюс утворює видимі випари, що спостерігаються під час пайки. Вплив каніфолі може викликати подразнення очей, горла і легенів, кровотечі з носа і головний біль. Довге перебування у приміщенні без провітрювання може викликати сенсibiliзацію дихання та шкіри, викликаючи та посилюючи астму. Каніфоль - це серйозна небезпека для здоров'я .

Контроль випарів:

									Арк.
									43
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					

- Пайка з використанням каніфолі дозволена лише в суворо контрольованих умовах після обговорення з Управлінням безпеки, де немає ефективної альтернативи. Витяг диму повинен здійснюватися через закриту витяжку (бажано) або витяжку з наконечником. В ідеалі вони повинні виходити назовні. Екстракти наконечників, які використовують фільтрувальні коробки, повинні включати як активоване вугілля, так і фільтри HEPA [21].

- Системи витяжки верхнього фільтра для стенду можуть використовуватися для паяння без каніфолі в добре провітрюваних приміщеннях (тобто робочий простір з великим об'ємом або з механічними змінами повітря. Розміщення таких важливих для продуктивності, якщо виникнуть сумніви.

- Усі екстракційні системи слід перевіряти щонайменше щорічно та підтримувати (тобто регулярно міняти фільтри). Потрібно вести журнал змін фільтра або позначати дату на фільтрі / системі.

- Не паяти, якщо витяжка не працює належним чином, і відразу повідомити про це відповідному працівнику.

Навчання та нагляд:

- Керівники / керівники ліній повинні інформувати працівників про техніку безпеки на виробництві.

- Супервізори / керівники ліній повинні забезпечити, щоб органи контролю працювали та чи правильно їх застосовують.

- Усі ці працівники повинні бути навчені та наглядові.

1. Охорона здоров'я:

Усі працівники, які часто паяються (тобто частіше одного разу на тиждень) та будь-які використовуючі припої, що містять каніфоль, повинні бути направлені до Управління безпеки для нагляду за здоров'ям.

Електробезпека:

									Арк.
									44
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					

- Не використовувати паяльники, які мають очевидні пошкодження корпусу, кабелю чи штекера.
- Усі паяльники повинні пройти перевірку електробезпеки (РАТ) протягом останніх дванадцяти місяців. Якщо ні, потрібно звернутись до представника ВОС на місці.
- Тримати паяльну станцію без електричних кабелів, щоб уникнути пошкодження нагрітого наконечника.
- Використовувати заземлену розетку та заземлювач, якщо можливе коротке замикання [22].

Запобігання пожежам:

- Робота на вогнестійкій або вогнестійкій поверхні.
- Потрібно носити вогнестійкий одяг (наприклад, 100% бавовна), який покриває руки та ноги, щоб уникнути випадкових опіків.
- Також потрібно знати, де знаходиться найближчий вогнегасник і як ним користуватися (Управління безпеки може організувати навчання).

Перша допомога:

- негайно поставити опіки під холодну воду на 15 хвилин.
- Повідомити першому помічнику

Відходи:

- Збирати відходи для пайки в ємність з кришкою. Замінити кришку, коли вона не поламана.
- Етикетки належним чином і утилізація як небезпечних відходів (звертатись до служби безпеки).
- Використовувані паяльні губки та забруднені ганчірочки слід помістити в герметичний мішок для утилізації як небезпечних відходів.

									Арк.
									45
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					

ВИСНОВКИ

В даній кваліфікаційній роботі розроблено пристрій вимірювання частоти серцевих скорочень людини. Розроблений пристрій може бути застосовано у різних галузях:

1. В медицині:

- слідування за пульсом під час спортивних навантажень;
- слідування за пульсом під час спортивних навантажень.

2. Проаналізувавши проблеми та методи вимірювання частоти серцевих скорочень, було розглянуто механічні методи вимірювання пульсу, виявлення електричних сигналів пульсу серцебиття, а також розглянуто огляд пропозицій на ринку.

3. Було обґрунтовано та вибрано найкращі засоби реалізації системи, а саме:

- плату Arduino Nano;
- дисплей SSD1306;
- датчик Pulse Sensor.

4. Розроблено проектно-розрахунковий проект, підключено всіх необхідних елементів, а також був спроектований алгоритм роботи програми і розроблено схему живлення пристрою.

5. Обчислено та визначено електричні розрахунки для найкращого, ефективнішого, практичного та зручного використання компонентів, для вимірювання частоти серцевих скорочень та електричних сигналів пульсу серцебиття людини.

6. Опрацьовано всі питання по відношенню до даного пристрою, дотримуючись безпеки здоров'я людини, розроблено і вивчено всі правила техніки безпеки для життєдіяльності людини.

									Арк.
									46
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. D. Ibrahim and K. Buruncuk, "Heart Rate Measurement from the Finger Using a LowCost Microcontroller," Near East University, Faculty Of Engineering, TRN, 2005.
2. “ Носима платформа на базі смартфона для реальних, своєчасне виявлення серцево-судинних захворювань за допомогою електрокардіограми обробка ”, *IEEE Trans. Інф. Технол. Biomed.* , 2010р.
3. Н.Д. Джардіно, П.М. Лерер та Р. Едельберг, “Порівняння пальця плетизмограф на ЕКГ для вимірювання варіабельності серцевого ритму”, *Психофізіологія* , 2002.
4. М. Фаезіпур, А. Саїд, СК Булусу, М. Нурані, Х. Мінне та Л.
5. Таміл, “Пацієнтно-адаптивна схема профілювання ЕКГ класифікація”, *IEEE Trans. Інф. Технол. Biomed.* , 2010 р.
6. Р. Р. Клайгер, П. К. Штейн та Дж. Т. Біггер, “Змінність серцебиття: Вимірювання та клінічна корисність ” *Аналізи неінвазивного Електрокардіологія* . 2005 рік.
7. Р. Гордан, Дж. К. Гватмей та Л.-Х. Сі, “Автономна та ендокринний контроль серцево-судинної функції ”, *World J. Cardiol.* , 2015 рік.
8. Депутат Тарвенен, Дж. П. Нісканен, Дж. А. Ліппонен, П. А. Ранта-ахо та РА Karjalainen, “Кубіос ВРС - аналіз варіабельності серцебиття програмне забезпечення, ” *Методи програми Biomed.* , 2014 рік.
9. Дж. Донг, “Роль мінливості серцевого ритму у фізіології спорту (Огляд), ” *Експериментальна та терапевтична медицина* . 2016 рік
- 10.С. Едвардс., "Книга монітора серцебиття", Дозвілля системи міжнародні, грудень 1993 р.
11. М. Малик та А. Дж. Камм., «Варіабельність серцевого ритму»., Futura Publishing Co. Inc., вересень. 1995 рік.
12. Дж. Р. Хемптон. "ЕКГ на практиці". Черчілль Лівінгстон., 2003.

									Арк.
									47
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					

13. А. Р. Хауфтон і Д. Грей ЕКГ ”., Hodder Arnold Publishing.m 2003.
- 14.5. Посібник користувача Forerunner 201/301, веб-сайт: <http://www.grmin.com>
15. Пульсарні пульсометри, веб-сайт: <http://www.heartratemonitor.co.uk>
16. Веб-сайт затишних комунікацій: <http://cosycommunications.com>
17. Веб-сайт Microchip: <http://microchip.com>
18. PROTON + Посібник користувача, веб-сайт: <http://www.crownhill.co.uk>
19. Алгоритм скорочення ЕКГ в реальному часі Аналіз ”, *біомедичні операції IEEEТехніка* , вип. 29, ні. 1, С. 43-47, 1982.
20. Аріф К., “Вбудований аналіз серцевого ритму та бездротова передача (Wi-CARE) ”, *MS Дисертація*, Школа обчислювальної техніки та програмного забезпечення Інженерія, Південна політехніка Університет, Маріетта, штат Джорджія, США, 2004 р.
21. Аян-анг С. та Сісон Л., «Електрокардіограф Попередня фільтрація, виявлення QRS та відображення в долоні Програмування для біомедичних застосувань ”, в *Праці Конференції ЄЕК* , університет св. Тома, Маніла, 2001 р.
22. Бальзам Г. «Застосовані методи перехресної кореляції до Інтерпретації електрокардіограми.

									Арк.
									48
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат	123.БКР.КІ-41				

```
#include <Adafruit_SSD1306.h>

#define OLED_Address 0x3C

Adafruit_SSD1306 oled(1);

int x=0;
int lastx=0;
int lasty=0;
int LastTime=0;
int ThisTime;
bool BPMTiming=false;
bool BeatComplete=false;
int BPM=0;
#define UpperThreshold 560
#define LowerThreshold 500

void setup() {
  oled.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, OLED_Address);
  oled.clearDisplay();
  oled.setTextSize(2);
}

void loop()
{
  if(x>127)
  {
```

									Арк.
									49
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат				123.БКР.КІ-41	


```

oled.clearDisplay();

x=0;
lastx=x;
}

ThisTime=millis();
int value=analogRead(0);
oled.setTextColor(WHITE);
int y=60-(value/16);
oled.writeLine(lastx,lasty,x,y,WHITE);
lasty=y;
lastx=x;
// calc bpm

if(value>UpperThreshold)
{
  if(BeatComplete)
  {
    BPM=ThisTime-LastTime;
    BPM=int(60/(float(BPM)/1000));
    BPMTiming=false;
    BeatComplete=false;
    tone(8,1000,250);
  }
  if(BPMTiming==false)
  {
    LastTime=millis();
    BPMTiming=true;

```

									Арк.
									50
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат					

```
}  
}  
if((value<LowerThreshold)&(BPMTiming))  
    BeatComplete=true;  
  
    // display bpm  
oled.writeFillRect(0,50,128,16,BLACK);  
oled.setCursor(0,50);  
oled.print(BPM);  
oled.print(" BPM");  
oled.display();  
x++;  
}
```

					123.БКР.КІ-41	Арк.
						51
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат		